



**Universidade de
Aveiro
2013/14**

Departamento de Engenharia Mecânica

**RICARDO
LOURENÇO JORGE**

**BIOMECÂNICA DO TRATAMENTO CIRÚRGICO DA
COLUNA LOMBAR**



**RICARDO
LOURENÇO JORGE**

**BIOMECÂNICA DO TRATAMENTO CIRÚRGICO DA
COLUNA LOMBAR**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, realizada sob a orientação científica do Professor Doutor António Manuel Godinho Completo, Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro e coorientada Pelo Professor Doutor Fernando Manuel Pereira da Fonseca, Professor Auxiliar da Faculdade de Medicina dos Hospitais da Universidade de Coimbra

Dedico este trabalho aos meus pais, às minhas irmãs e à Tânia pelo incansável apoio.

o júri

presidente

Professor Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos

Professor auxiliar, Universidade de Aveiro

Professor Doutor João Paulo Flores Fernandes

Professor Catedrático, Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade do Minho.
Escola de Engenharia

Professor Doutor António Manuel Godinho Completo

Professor Auxiliar, Universidade de Aveiro

agradecimentos

A realização desta tese teria sido impossível sem a participação de várias pessoas, a quem aproveito esta oportunidade para agradecer.

Em primeiro lugar gostaria de agradecer ao meu orientador, o Professor Doutor António Manuel Godinho Completo, pela sua total disponibilidade, paciência e confiança.

Aos “biomecânicos” do laboratório pelas ajudas e dicas ao longo de todo o trabalho.

À Tânia pelo carinho, às vezes que disseste “vais conseguir” e a paciência que teve de ser muita. Muito desta tese também é teu.

Aos amigos de curso, Bruno, Xavi e Cunha, pelos almoços, brincadeiras e ajudas.

Agradeço também aos meus pais e irmãs, sempre disponíveis e que sempre acreditaram que conseguia. Sem o vosso apoio nada disto seria possível.

palavras-chave

Biomecânica, Coluna Lombar, Artroplastia, Método dos Elementos Finitos, Implantes Coluna Lombar.

resumo

A presente dissertação teve como principal objetivo o estudo dos aspetos biomecânicos da artroplastia do segmento L4-L5 da coluna lombar, mais precisamente as alterações induzidas pela artroplastia, quando comparado com o segmento nativo. Numa primeira fase realizou-se uma análise detalhada dos aspetos anatómicos, biomecânicos, patológicos e respetivos tratamentos, com especial atenção à artroplastia lombar. Numa segunda fase procedeu-se ao desenvolvimento de modelos experimentais com recurso a vértebras em material compósito onde foram realizados ensaios de compressão axial, num modelo representativo da condição nativa e num modelo artroplástico com um implante comercial, para assim se aferir as alterações de transferência de carga no córtex das vértebras com recurso a extensómetros. Estes modelos foram também utilizados posteriormente para validar os modelos numéricos desenvolvidos na etapa seguinte. Estes modelos numéricos de elementos finitos foram desenvolvidos para se avaliar os parâmetros biomecânicos não passíveis de avaliação com os modelos experimentais, tais como os campos de deformação nas vértebras e os micromovimentos na interface entre o implante e as vértebras numa condição pós-cirúrgica e também de longo termo. Os resultados dos modelos numéricos foram comparados com os experimentais, obtendo-se uma boa correlação entre estes. Os resultados das deformações nas vértebras L4-L5 nos modelos experimentais e numéricos demonstraram uma clara alteração na transferência de carga entre o modelo nativo e o artroplástico. Observou-se um aumento das deformações nas vértebras na condição pós-cirúrgica e uma redução na condição de longo termo em particular na zona central dos corpos vertebrais. Estas alterações estão inicialmente associadas a um risco de falência do osso por sobrecarga localizada e posteriormente ao risco de reabsorção óssea por efeito de *stress-shielding*. Conclui-se assim que a artroplastia da coluna lombar altera de forma relevante o comportamento biomecânico das vértebras, aportando riscos de origens distintas que eventualmente podem ser minorados por uma otimização da geometria e materiais do implante.

keywords

Biomechanics, Lumbar Spine, Arthroplasty, Finite Element Method, Lumbar Spine Implants.

abstract

This thesis aimed to study the biomechanical aspects of arthroplasty of the L4-L5 lumbar spine segment, specifically the changes induced by the implantation of a commercial implant, when compared to a native and healthy segment. Initially was made a detailed analysis of the L4-L5 lumbar spine segment, making a survey of the anatomical, biomechanical, and pathological aspects and respective treatments, with particular attention to lumbar arthroplasty. In a second step was developed the experimental models using vertebrae in composite material. Load tests have been conducted either in native model and implanted model, thereby measuring changes in load transfer through the use of strain gauges placed in the cortex the vertebrae. These models were also used at a later stage in order to validate the numerical models. These finite element models were developed in the third phase to evaluate biomechanical parameters such as strain on cortical bone and micromotion between prosthesis and bone in tow conditions, representative of post-surgery and long term. These models were compared with the experimental models, resulting in a good correlation between them. The results obtained in the experimental and numerical models show a clear change in the load transfer between the native model and implanted model. They show an increasing strain on the cortical and cancellous bone in particular in the central area of the vertebral bodies. This presents risks of bone resorption and bone fatigue failure.

It follows therefore that the prostheses of the column must be the subject to improvements in terms of design and materials in order to reduce the alterations produce in the structures in a biomechanical point of view.

Índice

1.	Lista de Figuras	i
2.	Lista de Tabelas	iii
1	Capítulo 1	1
	Introdução	1
2	Capítulo 2	3
	Anatomia Biomecânica e Patologias Da Coluna Lombar	3
2.1	Introdução.....	3
2.2	Anatomia	3
2.2.1	A Vértebra.....	4
2.2.2	Músculos	5
2.2.3	Ligamentos.....	6
2.2.4	Disco intervertebral.....	8
2.2.5	Vascularização	9
2.2.6	Inervação.....	9
2.3	Biomecânica da Coluna Lombar	11
2.3.1	Amplitudes de movimento.....	11
2.3.2	Forças e Momentos	12
2.4	Patologias da Coluna Lombar	14
2.5	Técnicas Cirúrgicas	16
2.5.1	Artrodese da Coluna Lombar.....	16
2.5.2	Artroplastia da Coluna Lombar	18
3	Capítulo 3	23
	Modelo Experimental do Segmento L4-L5	23

3.1	Introdução.....	23
3.2	Materiais e Métodos	24
3.3	Resultados	28
3.4	Discussão.....	31
4	Capítulo 4	33
	Modelos Numéricos Do Segmento L4-L5.....	33
4.1	Introdução.....	33
4.2	Materiais e métodos	34
4.2.1	Modelos Geométricos do Segmento L4-L5	34
4.3	Modelos numéricos	39
4.4	Resultados	46
4.4.1	Estudo da convergência de malha.....	46
4.4.2	1.2 Comparação Modelos Numéricos versus Experimentais	47
4.4.3	Avaliação da Condição Nativa versus Artroplástica	50
4.5	Discussão.....	55
5	Capítulo 5	59
	Conclusões e trabalhos futuros	59
6	Bibliografia.....	61

Lista de Figuras

Figura 2.1 Coluna vertebral	4
Figura 2.2 A Vértebra (adptado de: “Spondylolysis Among High School-aged Athletes in Football,”)	5
Figura 2.3 Músculos da coluna (Adaptado de Seeley et al., 2003).....	6
Figura 2.4 Ligamentos da coluna lombar	7
Figura 2.5 Disco intervertebral	8
Figura 2.6Vascularização (Adaptado de: Raj, 2008).....	9
Figura 2.7 Dermátomos (Adaptado de: Agostinho.).....	10
Figura 2.8 Amplitudes de movimentos na coluna lombar A) e na totalidade da coluna B)	11
Figura 2.9 A) Flexão. B) Extensão. C) Lateralização	12
Figura 2.10 Diferenças na transmissão de cargas	13
Figura 2.11 Pressão intradiscal de acordo com a amplitude de movimento.....	13
Figura 2.12 Várias fases da herniação do disco.....	15
Figura 2.13 Vários modelos de Cage.....	17
Figura 2.14 Procedimento cirúrgico [41].....	18
Figura 2.15 Bola de Fernströmn [16].....	19
Figura 2.16 SB Charité II II.....	20
Figura 2.17 Prodisc-L	20
Figura 2.18 Técnica cirúrgica	22
Figura 3.1Modelos utilizados nos ensaios experimentais. A. Modelo Nativo B. Modelo Implantado.	24
Figura 3.2Prótese Prodisc L.....	25
Figura 3.3 Posição dos extensómetros	25
Figura 3.4 Máquina de ensaios e pormenor de posicionamento do modelo.....	26
Figura 3.5 A Fresagem da vértebra. B Vértebra L5 implantada.....	27
Figura 4.1 A Roland Picza 3D laser scanner. B Esquema de funcionamento do scanner. C Vértebras L4-L5 pintadas de branco.....	35

Figura 4.2 A) Nuvem de pontos inicial. B) Várias nuvens de pontos alinhadas. C) Nuvem de pontos única. D) Superfície. E) Vértebra sólida	36
Figura 4.3 Comparação do Modelo Experimental com o Modelo Fisiológico	37
Figura 4.4 Comparação do núcleo do Modelo Experimental com o núcleo do Modelo Fisiológico	37
Figura 4.5 Implante Prodisc L modelado.....	38
Figura 4.6 Representação esquemática em corte no plano sagital da geometria do segmento L4-L5 intacto e implantado A) para comparação com modelo experimental B) modelo condição mais fisiológica	39
Figura 4.7 Modelos Numéricos A) Fisiológicos B) Experimental	41
Figura 4.8 Representação esquemática da força e restrição aplicada aos modelos numéricos.	44
Figura 4.9 Representação dos nós analisados ao longo da interface vértebra – implante no alinhamento sagital.	45
Figura 4.10 Representação das linhas para análise dos micromovimentos	46
Figura 4.11 Gráfico do deslocamento máximo em função do número de elementos	46
Figura 4.12 Reta de correlação entre os valores das extensões/deformações dos modelos numéricos e experimentais no caso do modelo Implantado A) e modelo Nativo B)	50
Figura 4.13 Deformações principais máximas (ϵ_1) e mínimas (ϵ_3) ao longo da interface com o implante no plano sagital para a vértebra L4 e vértebra L5	52
Figura 4.14 Gradiente das deformações principais máximas para o caso de carga 1	53
Figura 4.15 Gradiente das deformações principais mínimas para o caso de carga 1	54
Figura 4.16 Micromovimentos na interface vértebra-implante	55

Lista de Tabelas

Tabela 3.1 Sequência do processo experimental	27
Tabela 3.2 Valores médios das extensões principais máximas (ϵ_1) e mínimas (ϵ_3) e respectivos desvios padrão para os casos de carga 1 e 2 no modelo nativo.....	28
Tabela 3.3 Valores médios das extensões principais máximas (ϵ_1) e mínimas (ϵ_3) ($\times 10^{-6}$ m/m) e respectivos desvios padrão para os casos de carga 1 e 2 no modelo implantado	29
Tabela 3.4 Diferença entre os modelos nativo e implantado	30
Tabela 4.1 Análise do modelo para a escolha de malha	40
Tabela 4.2 Número de nós e elementos dos vários modelos	40
Tabela 4.3 Propriedades mecânicas do modelo representativo da condição experimental.	42
Tabela 4.4 Propriedades mecânicas do modelo representativo da condição fisiológica.....	42
Tabela 4.5 Condições de interface entre componente/materiais para os modelos implantados.....	43
Tabela 4.6 Comparação entre os modelos experimental e numérico para o modelo nativo no caso de carga 1.....	47
Tabela 4.7 Comparação entre os modelos experimental e numérico para o modelo nativo no caso de carga 2.....	48
Tabela 4.8 Comparação entre os modelos experimental e numérico para o modelo implantado no caso de carga 1.....	48
Tabela 4.9 Comparação entre os modelos experimental e numérico para o modelo implantado no caso de carga 2.....	49

Capítulo 1

Introdução

A coluna vertebral humana é uma estrutura fisiológica bastante complexa e resistente. As suas três funções principais são de suporte do tronco, proteção da medula espinhal contra possíveis danos e permitir uma gama de movimentos bastante alargada. A coluna está dividida em quatro regiões principais: a coluna cervical (zona do pescoço), a coluna torácica, coluna lombar e sacro. Esta dissertação foca-se na coluna lombar, a sua anatomia, as doenças e problemas que a afetam e o seu tratamento, e finalmente como é que estes tratamentos alteram a sua biomecânica.

Um dos problemas principais da coluna lombar é a discopatia, ou seja degeneração do disco intervertebral, que é provocada por várias causas como grandes esforços, envelhecimento, traumatismos. Durante os últimos 50 anos recorreu-se essencialmente à artrodese (fusão de duas vértebras adjacentes) como solução para esta patologia. A artrodese induz uma ossificação artificial da articulação, para assim eliminar dor e possíveis desalinhamentos assim como promover a estabilização do segmento.

A artrodese apresenta uma grande desvantagem que é o fato de não permitir o movimento do segmento. Assim aparece a artroplastia que igualmente à artrodese permite eliminar a dor, alinhar a articulação e devolver a estabilidade, diferenciando-se no fato de permitir o movimento do segmento implantado. Além de melhorar a qualidade de vida do paciente por manter a mobilidade também permite uma recuperação rápida e minimiza as alterações nos segmentos adjacentes. Esta é uma técnica relativamente recente pelo que carece de estudos a longo termo.

O principal objetivo desta dissertação é, de um ponto de vista biomecânico, comparar duas situações distintas, a situação do segmento L4-L5 nativo e a situação do mesmo segmento artroplástico. Esta análise será realizada para quantificação das alterações nas estruturas ósseas, avaliando o risco que estas acarretam em termos clínicos nas condições de curto e longo prazo. Para isto, o presente trabalho encontra-se dividido em 5 capítulos, sendo o primeiro deles esta introdução.

O segundo capítulo aborda a anatomia, biomecânica e patologias do segmento da coluna lombar L4-L5, assim como o tratamento destas mesmas patologias. Isto é fundamental para se compreender o complexo sistema que é a coluna lombar assim como os problemas que o acometem.

O terceiro capítulo é dedicado ao modelo experimental do segmento analisado. Aqui irá ser feita a análise experimental do segmento nativo e do segmento artroplástico por forma a avaliar e comparar as diferenças provocadas pela implantação. Esta avaliação é feita recorrendo à técnica de extensometria para avaliação do estado de extensão no córtex dos corpos vertebrais.

No capítulo 4, desenvolveram-se modelos numéricos que replicaram os modelos experimentais analisados no capítulo anterior. Estes procuraram avaliar um conjunto de parâmetros biomecânicos não passíveis de avaliação nos modelos experimentais, e também comparar os modelos numéricos com os modelos experimentais aferindo a sua capacidade de replicar o comportamento destes últimos.

No capítulo 5 procedeu-se à realização das conclusões gerais do trabalho procurando avaliar que modificações a implantação de uma prótese induz nas vértebras adjacentes assim como trabalhos que possam ser feitos no futuro.

Capítulo 2

Anatomia Biomecânica e Patologias Da Coluna Lombar

2.1 Introdução

A coluna lombar é um sistema fisiológico bastante complexo constituída por vários elementos anatómicos que têm diferentes funções, que vão desde a sustentação ao movimento. Para a compreensão de um sistema é necessário saber quais os principais elementos que o constituem e como estes se relacionam entre si. Assim, neste capítulo é apresentada uma explicação dos vários elementos anatómicos que constituem a coluna lombar e também como é que estes interagem entre si, descrevendo os princípios biomecânicos presentes. Sendo a coluna lombar um sistema onde existem forças, momentos e movimentos, esta está sujeita a desgaste, forças e momentos excessivos que podem estar na origem de diferentes patologias, estando estas também descritas no presente Capítulo, assim como as principais técnicas cirúrgicas para a reparação e/ou reconstrução.

2.2 Anatomia

A coluna vertebral de um adulto saudável apresenta quatro curvas sagitais (Figura 2.1), sendo elas a cervical, constituída por 7 vértebras; a torácica, que apresenta 12 vértebras; a lombar onde se encontram 5 vértebras; e por fim a sacrada e coccígea, sendo esta região composta pelo osso sacrado e o osso coccígeo [1]. Este estudo tem particular interesse na região da coluna lombar que “suporta a cavidade abdominal e permite mobilidade entre a parte torácica do tronco e a pelve” [2].

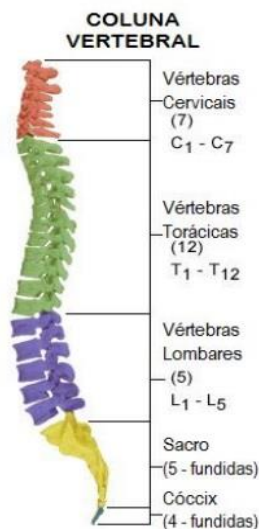


Figura 2.1 Coluna vertebral

2.2.1 A Vértebra

Em cada curva sagital a vértebra tem características anatómicas específicas [2] para que possa lidar melhor com as condições a que está sujeita. Na curvatura sagital lombar as vértebras são largas e espessas e possuem apófises transversas, espinhosas fortes e retangulares. Por forma a aumentar a resistência mecânica e a limitar a rotação existem nestas vértebras apófises articulares (superior e inferior) que articulam entre vértebras adjacentes[3].

No geral a vértebra é composta por 9 estruturas, corpo, arco vertebral, pedículo, lâmina, buraco vertebral, apófise transversa, apófise espinhosa, apófises articulares e buracos de conjugação [1]. Estando algumas delas representadas na Figura 2.2.

O corpo da vértebra é um osso em forma de cilindro e com superfícies achatadas; este constituinte da vértebra forma a parede anterior do buraco vertebral e permite o sustento do peso; é entre os corpos vertebrais que se localizam os discos intervertebrais. O arco vertebral delimita lateral e posteriormente o buraco vertebral; fazem parte desta porção vertebral dois constituintes que são o pedículo que demarca lateralmente o buraco vertebral, estando ligado ao corpo e a lâmina que forma a parede posterior do buraco vertebral. O buraco vertebral é a abertura formada pelo arco vertebral e a superfície anterior do corpo; é nesta estrutura que passa a medula espinhal, estando portanto protegida pelas porções de vértebra que a rodeiam. Existem ainda algumas apófises que são a apófise transversa que se localiza entre a lâmina e o pedículo, projetando-se

lateralmente; a apófise espinhosa que se encontra na junção das lâminas; as apófises articulares (superior e inferior) que são constituídas por facetas articulares que permitem a articulação entre vértebras adjacentes, sendo estas estruturas responsáveis pelo movimento e suporte adicional da coluna vertebral. Outro dos constituintes das vértebras são os buracos de conjugação; estas estruturas são demarcadas por chanfraduras nos pedículos de vértebras adjacentes e constituem uma abertura lateral entre as vértebras possibilitando a saída dos nervos raquidianos do canal vertebral [1].

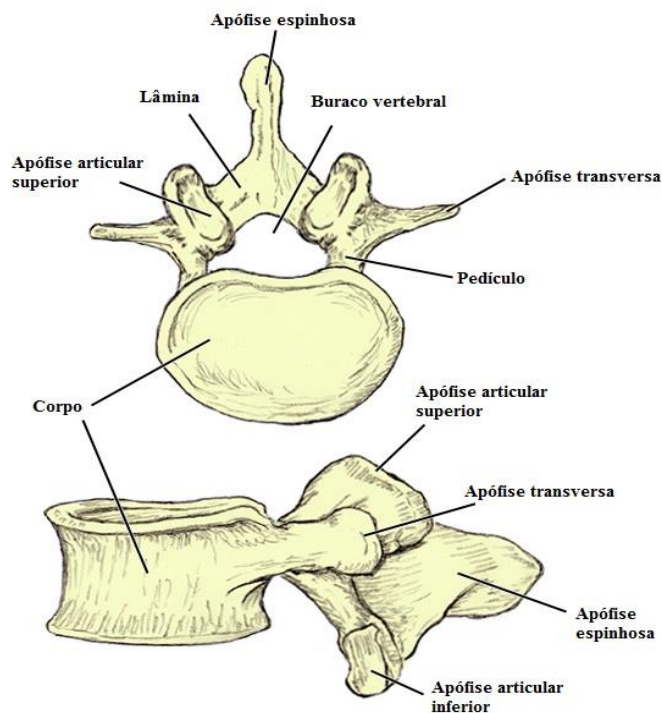


Figura 2.2 A Vértebra (adaptado de: "Spondylolysis Among High School-aged Athletes in Football,")

2.2.2 Músculos

Para ajudar a manter a postura ereta e realizar movimentos, atuam na coluna vertebral alguns músculos. Uma vez que a região de estudo é a lombar apenas são referidos os músculos que têm origem ou terminação nessa região e que atuam sobre a coluna lombar.

Os músculos dividem-se em dois grupos, profundos e superficiais, sendo os profundos os que se estendem de vértebra para vértebra e os superficiais os que se estendem das vértebras para as costelas [1], [3].

Os músculos profundos que atuam na coluna lombar são:

- massa comum (extensão da coluna);
- lombar (extensão, flexão lateral e rotação da coluna);

- longo dorsal do tórax (extensão da coluna);
- espinhais torácicos (extensão da coluna);
- interespinhosos (extensão do dorso);
- intertransversários (flexão lateral da coluna);
- complicado da espinha (extensão e rotação da coluna);
- pequeno psoas (flexão da coluna);
- rotadores (extensão e rotação da coluna);

Na coluna lombar apenas atua um músculo superficial, sendo ele o grande dorsal. A sua função é a adução, rotação interna e extensão do braço [1]. Como se pode ver na Figura 2.3

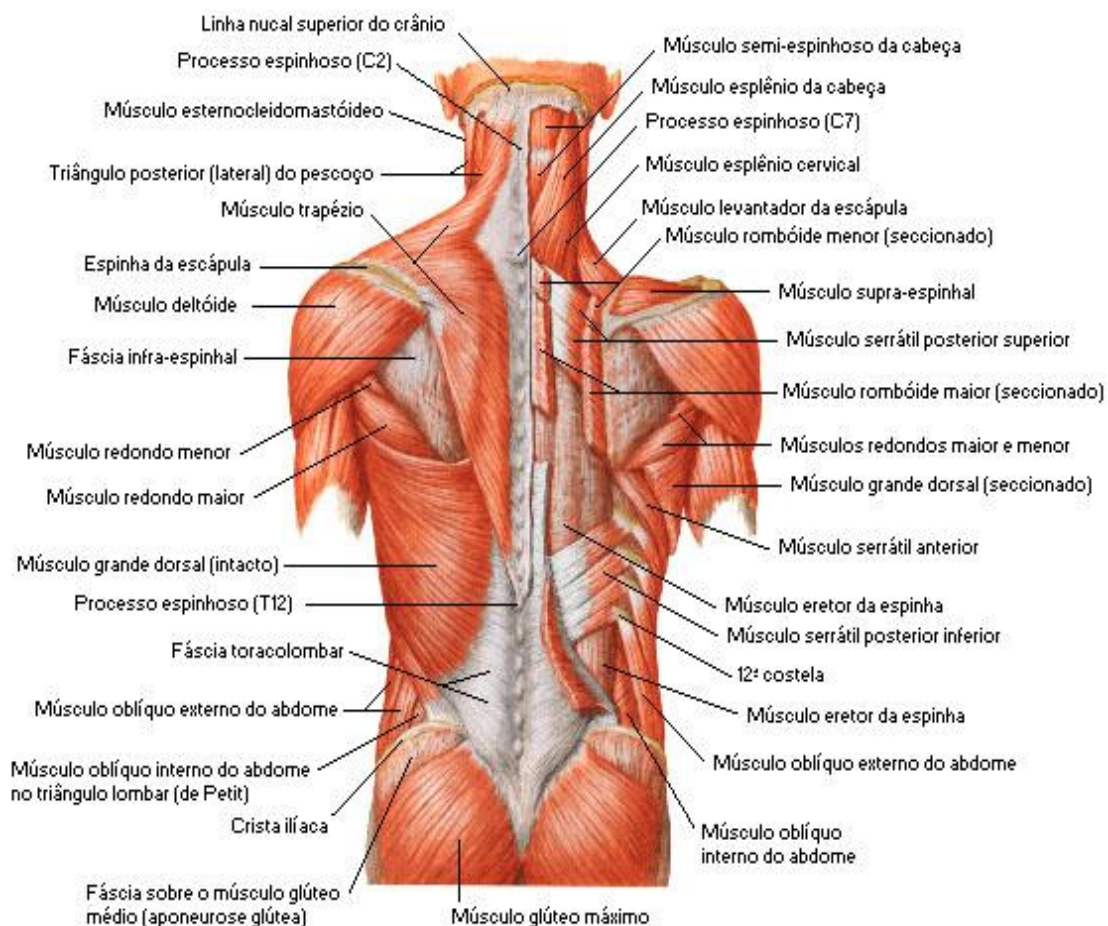


Figura 2.3 Músculos superficiais da coluna. Adaptado de

2.2.3 Ligamentos

Para auxiliar na tarefa de manter a coluna ereta e evitar movimentos com amplitudes exageradas existem na coluna vários ligamentos. Os ligamentos são constituídos por uma

estrutura de tecido fibroso e flexível que ligam ossos ou suportam vísceras [4]. Os ligamentos que atuam na região lombar são [2], [3]:

- Ligamento longitudinal anterior - é um ligamento extenso e resistente, composto por fibras longitudinais e estende-se ao longo das faces anteriores dos corpos vertebrais;
- Ligamento longitudinal posterior - é um ligamento mais fraco que o ligamento anterior, localizado na face posterior do canal vertebral. Evita a hiperflexão e a protusão posterior do núcleo pulposo do disco;
- Ligamento transverso - ligamento localizado entre os processos transversos;
- Ligamento amarelo - ligamento que une a lâmina de vértebras adjacentes no canal vertebral, apresentando alguma elasticidade o que permite preservar a postura vertical;
- Ligamento interespinhal - ligamento fino e quase membranoso, une os processos espinhosos adjacentes;
- Ligamento supra espinhal - ligamento fibroso e resistente que une as ápices dos processos espinhosos;
- Ligamento iliolumbar - ligamento que une L5 à pelve, está inserido na face ântero-posterior da 5ª vértebra lombar e irradia na pelve por meio de dois feixes;

Na Figura 2.4 pode-se observar a disposição e localização de alguns dos ligamentos.

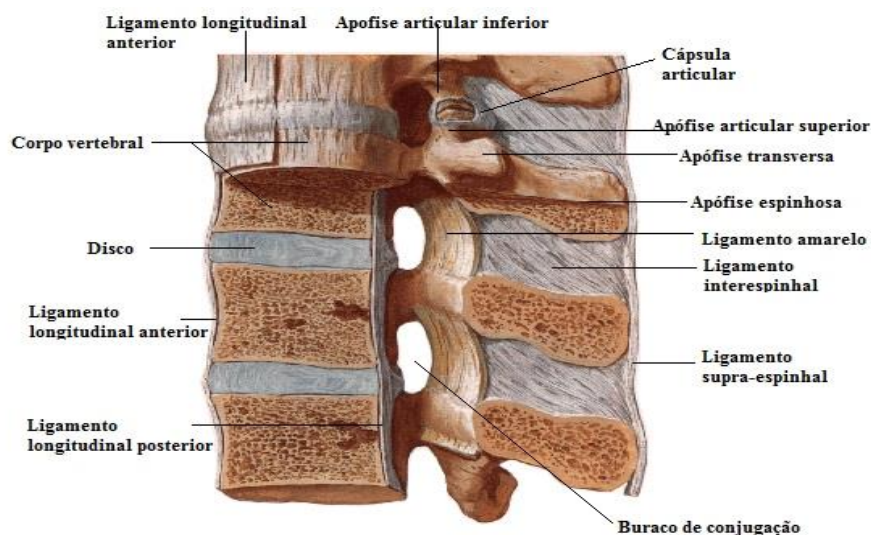


Figura 2.4 Ligamentos da coluna lombar

2.2.4 Disco intervertebral

O disco intervertebral está localizado entre os corpos vertebrais de duas vértebras adjacentes e é constituído por fibrocartilagem. A sua principal função é proporcionar suporte, impedir o atrito entre os vários corpos vertebrais, desde a C2 até ao sacro e distribuir as cargas de forma uniforme pela vértebra. O disco tem também a função de amortecedor, absorvendo forças compressivas excessivas que de outra forma poderiam danificar as vértebras. Uma vez que o disco é avascular a regeneração de lesões é bastante difícil [3], [5].

O disco é composto por duas estruturas que são o anel fibroso e o núcleo pulposos (Figura 2.5) [3].

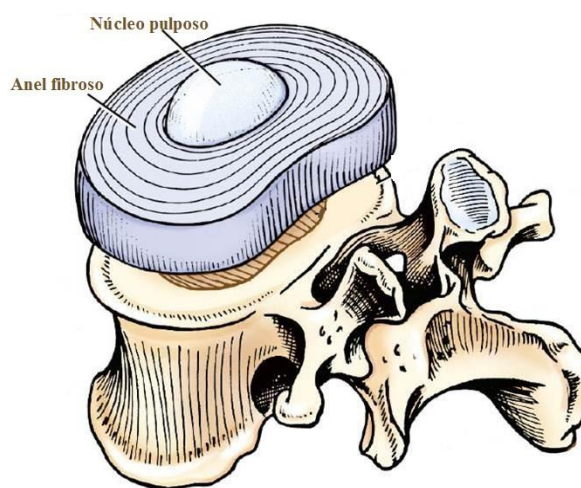


Figura 2.5 Disco intervertebral

Núcleo Pulposos

O núcleo pulposos está localizado no interior do disco vertebral e é composto por um gel de mucopolissacarídeos, proteoglicanos, colagénio tipo II e água. Os proteoglicanos tornam o núcleo bastante hidrofílico pelo que a percentagem de água é elevada, cerca de 80% a 90% [5]. Isto cria uma pré tensão no disco. Assim o núcleo pulposos é ideal para suportar forças de compressão pois é incompressível e distribui as forças por toda a sua área.

Anel Fibroso

O anel fibroso é a parte exterior do disco. Tem como função a limitação do núcleo pulposos no seu interior, mantendo assim as vértebras afastadas e limita o movimento relativo entre duas vértebras adjacentes. Este é constituído por lamelas concêntricas, entre 15 e 25, e estas têm por base fibras de colagénio do tipo I dispostas perpendicularmente

umas em relação às outras, com um ângulo de aproximadamente 60° em relação ao eixo vertical, criando assim uma estrutura mais resistente [3], [5].

2.2.5 Vascularização

A coluna lombar é uma zona do corpo muito pouco vascularizada, daí advêm os problemas de recuperação de lesões. A pouca vascularização que existe sofre mudanças locais de indivíduo para indivíduo. Normalmente o aporte nutricional advém de uma artéria segmentar ou equivalente, que se origina na Aorta (Figura 2.6) [2], [5]

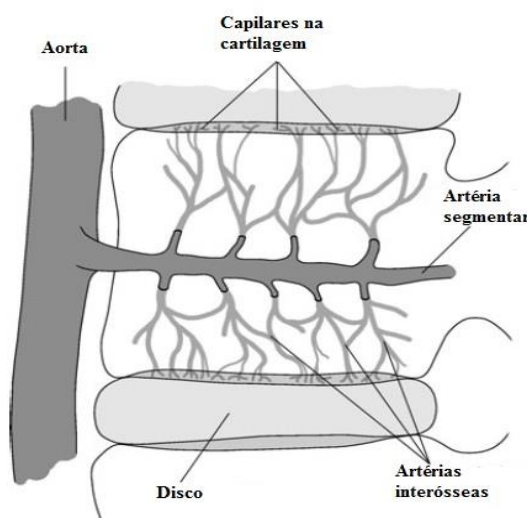


Figura 2.6 Vascularização (Adaptado de: Raj, 2008)

2.2.6 Inervação

O canal vertebral constitui a proteção da medula espinhal, estrutura primordial para o funcionamento do sistema nervoso. A medula espinhal mede aproximadamente 45 cm, sendo notória uma diminuição do seu diâmetro de cima para baixo. Inicia-se no buraco occipital até à segunda vértebra lombar. Tal como na coluna vertebral existem quatro curvaturas sagitais, também a medula espinhal mantém essas mesmas curvaturas, segmento cervical, torácico, lombar e sacrado. Existem 31 pares de nervos raquidianos que se originam na medula, passando para fora da coluna vertebral através de buracos intervertebrais. A designação do nervo é conforme a zona da coluna vertebral em que estes emergem.

Cada um dos pares de nervos raquidianos inerva uma zona específica da pele. A Figura 2.7 mostra o mapa dos dermatômos, podendo visualizar-se as diferentes áreas da pele inervados pelos diversos pares de nervos [1]

Da análise da Figura 2.7, constata-se que os nervos emergentes da região lombar inervam a parte ântero-lateral dos membros inferiores.

Cada nervo raquidiano é formado por dois ramos, um dorsal e um ventral, sendo que são os ramos dorsais os responsáveis pela inervação da grande maioria dos músculos profundos dorsais do tronco, indispensáveis para o movimento da coluna vertebral.

Os ramos ventrais de alguns nervos raquidianos formam plexos que descrevem a organização produzida pelo entrelaçar dos nervos. Para o presente estudo importa realçar o plexo lombar que tem origem nos nervos raquidianos L1-L4 e sacrado que emerge dos nervos raquidianos L4-S4. Do plexo lombar distinguem-se dois importantes nervos, o obturador e o crural, que inervam respetivamente a porção superior interna da coxa e a porção anterior da coxa. Já do plexo sacrado resulta o nervo grande ciático que inerva a face posterior interna e externa da coxa, a perna e o pé. Os nervos responsáveis pela inervação sensitiva da parte inferior do dorso, anca e região inferior do abdómen emergem da região lombar e sacrada [1]

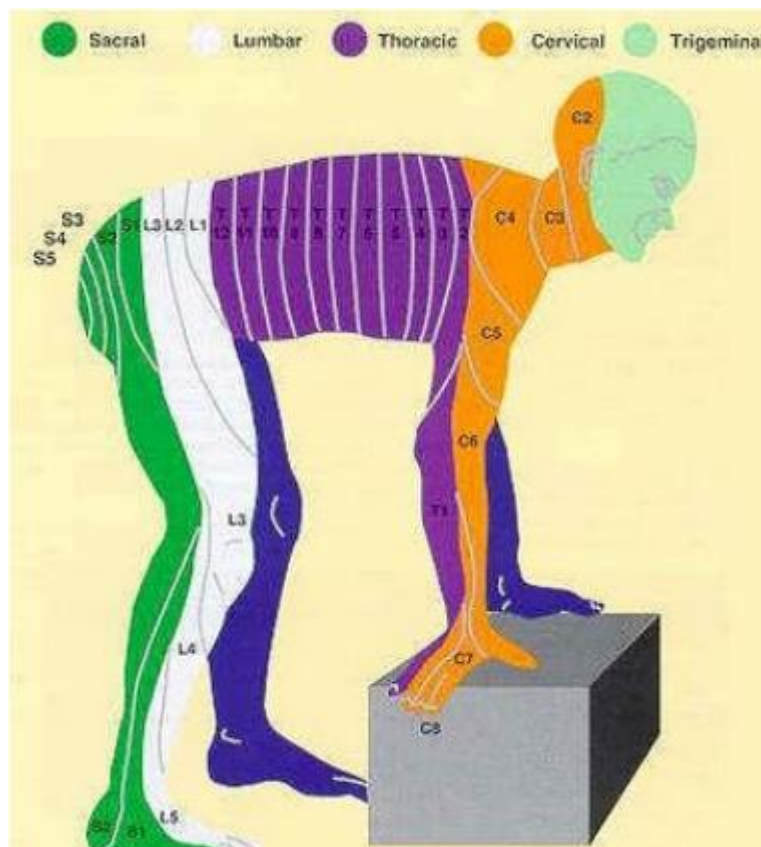


Figura 2.7 Dermátomos (Adaptado de: Agostinho.)

2.3 Biomecânica da Coluna Lombar

Para existir movimento é necessário que entre as vértebras hajam alguns graus de liberdade. Assim as vértebras lombares possuem processos articulares, superior e inferior, que juntamente com o disco intervertebral permitem o movimento relativo entre vértebras [6].

2.3.1 Amplitudes de movimento

Quando se fala em amplitude de movimento na coluna é necessário distinguir dois tipos de amplitude, uma vez que a coluna é constituída por várias vértebras e discos a sua amplitude total é nada mais que a soma das várias amplitudes entre as vértebras. Assim na região lombar temos uma amplitude para a flexão de cerca de 60°, para a extensão 30°, lateralização 20° para ambos os lados e apenas 5° para a rotação também para ambos os lados.

Para se conseguir estas amplitudes entre cada par de vértebras existem amplitudes menores mas que combinadas totalizam as amplitudes acima descritas. Na Figura 2.8 (A) mostram-se as várias amplitudes entre cada vértebra [6].

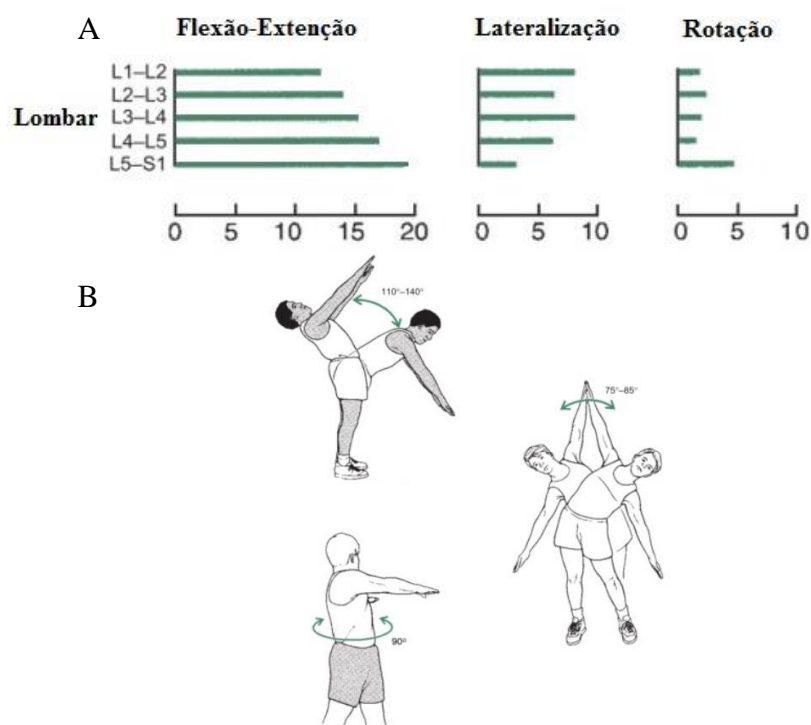


Figura 2.8 Amplitudes de movimentos na coluna lombar **A)** e na totalidade da coluna **B)**

Durante a realização dos movimentos acima descritos as estruturas anatômicas da coluna lombar sofrem adaptações e movimentam-se entre si. No caso do movimento de flexão a vértebra superior desliza e inclina-se para a frente, o que vai diminuir a espessura do disco na porção posterior como se pode ver pela Figura 2.9 (A) O núcleo também sofre uma deslocação no sentido posterior [7].

No caso da extensão as reações nas vértebras são o contrário do que acontece na flexão como se pode ver pela Figura 2.9 (B)

Durante o movimento de lateralização a vértebra superior inclina na direção do movimento e o disco torna-se mais espesso do lado oposto resistindo ao movimento. O núcleo desloca-se também na direção contrária ao movimento [7]. Na Figura 2.9 (C) pode-se entender melhor as adaptações tomadas.

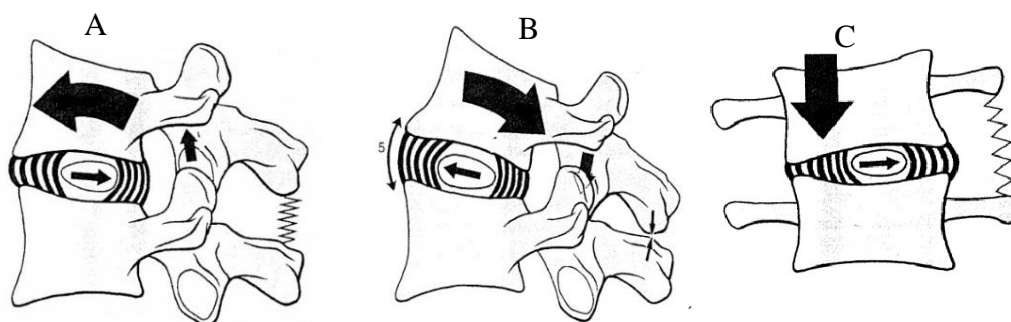


Figura 2.9 A) Flexão. B) Extensão. C) Lateralização

2.3.2 Forças e Momentos

Na coluna lombar não se pode falar propriamente em forças e momentos, pois por enquanto, a tecnologia ainda não permite o cálculo direto das forças [8] atuantes nesta zona. É possível calcular as forças presentes nas vértebras através da pressão intradiscal. A pressão intradiscal é medida diretamente no núcleo pulposo usando um medidor de pressão [9].

A transmissão de cargas na coluna lombar é feita através dos discos e das articulações. De acordo com a Figura 2.10, observa-se que a zona do corpo vertebral e consequentemente do disco suporta grande parte das forças [10]. Existem diferenças na transmissão das cargas quando ocorre a degeneração do disco. Como se observa pela Figura 2.10 existe um aumento da percentagem de carga suportada pelas articulações para o disco degenerado.

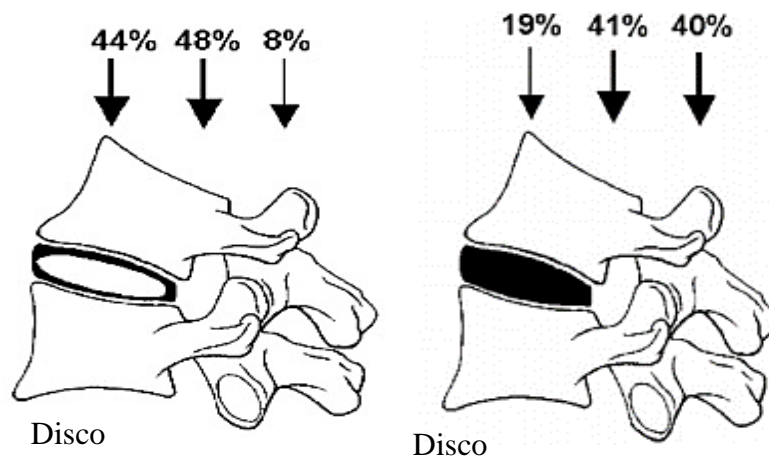


Figura 2.10 Diferenças na transmissão de cargas

Na região lombar as forças são mais elevadas devido a fatores como o fato dos músculos serem mais fortes e o peso suportado já ser significativo [6]. Para manter a postura ereta existe principalmente ação dos músculos e ligamentos posteriores [6] o que provoca uma pressão intradiscal entre a L4 e L5 de 0,5 MPa. O ato de correr provoca uma pressão de 0,85 MPa e o de caminhar 0,53 MPa [9]. Os movimentos de flexão, extensão, lateralização e rotação por si só também provocam alterações na pressão intradiscal, como se observa na Figura 2.11 quando maior a amplitude de movimento maior a pressão.

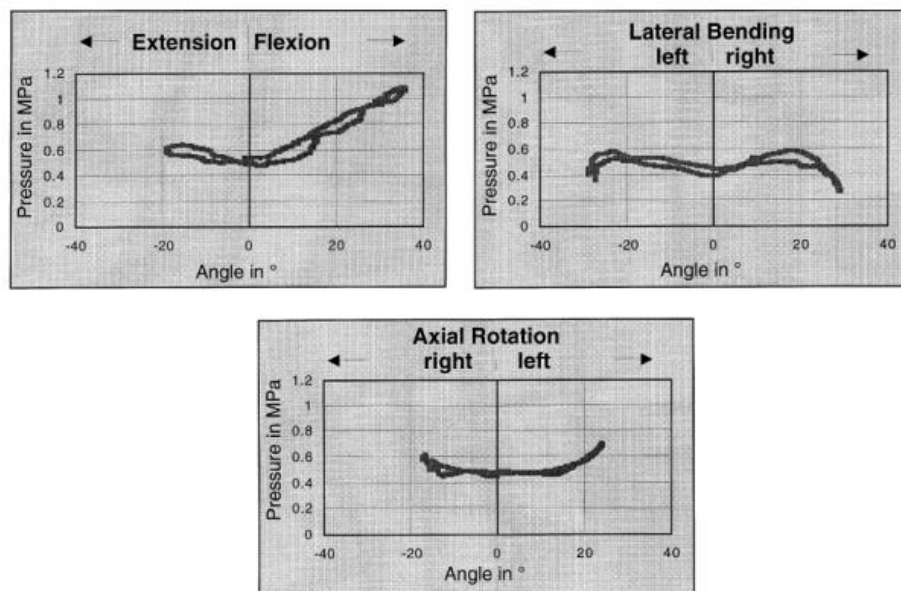


Figura 2.11 Pressão intradiscal de acordo com a amplitude de movimento

Estas pressões são bastante elevadas, não só por causa do movimento em si mas também por causa dos mecanismos de estabilização da coluna que estão em constante funcionamento. Estes mecanismos podem-se dividir em 3 sistemas, um ativo (músculos

e tendões), outro passivo (onde se inclui as vértebras as capsulas articulares e ligamentos) e o sistema nervoso que proporciona o controlo [6].

2.4 Patologias da Coluna Lombar

Apesar da coluna lombar ser uma estrutura mecânica notável [8], o facto de estar em constante solicitação torna-a bastante suscetível a lesões de várias ordens. Estas lesões podem provocar uma simples dor a uma dor incapacitante[11]. As dores de costas, como são comumente chamadas, são uma das maiores causas de absentismo ao trabalho e também uma das maiores causas de idas ao médico [5], [11]. Devido à complexidade da região lombar, por “ser inervado por uma difusa e entrelaçada rede de nervos” [11] torna-se bastante difícil para o clínico não especialista conseguir detetar a origem da dor, para cerca de 15% dos pacientes não se encontram causas específicas para a dor [11].

As patologias que acometem a coluna vertebral são variadas. Na coluna lombar são frequentes, as lombalgias que consistem numa dor “localizada entre a parte mais baixa do dorso (última costela) e a prega glútea, que aparece após força física excessiva em estruturas normais ou após ação de força física normal em estruturas lesadas” [2] e as lombociatalgias que se caracterizam por uma dor que inicia na região lombar e que irradia para as nádegas e membros inferiores. As lombalgias e lombociatalgias podem dever-se a diferentes causas,

- Mecânico-degenerativas;
- Não mecânicas;
- Psicossomáticas;
- Reflexão de doenças sistémicas;

Numa situação saudável há um equilíbrio mecânico entre os corpos vertebrais e disco e as articulações interapofisárias e zigoapofisárias [2], logo há ausência de dor mas se houver um desequilíbrio provocado por forças mecânicas excessivas pode haver dor (lombalgia ou lombociatalgia) devido à estimulação direta de terminações nervosas ou pela libertação de substâncias do núcleo pulposo que desencadeiam dor e processo inflamatório pela degeneração do disco intervertebral. Nestas situações temos presentes patologias de causa mecânico-degenerativa como é o caso de discopatias e hérnias discais lombares [2]. A hérnia de disco consiste na rutura do anel fibroso com posterior deslocamento da massa central do disco nos espaços intervertebrais (Figura 2.12). As

hérnias discais lombares são mais frequentes nos dois últimos segmentos móveis, L4-L5 e L5-S1 [4].

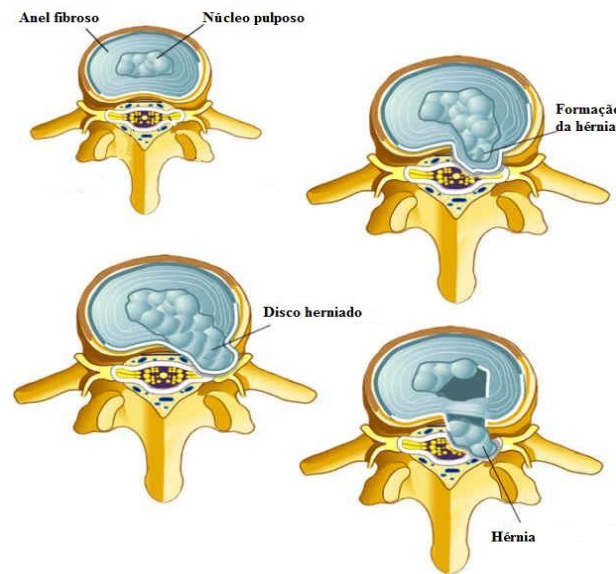


Figura 2.12 Várias fases da herniação do disco

As patologias da coluna lombar podem também dever-se a causas não mecânicas tal como foi referido anteriormente. Dentro destas causas, são distinguidas diversas patologias com distintas origens. As de origem inflamatória onde se destacam a espondilite anquilosante que segundo a Associação Nacional da Espondilite Anquilosante (ANEA), define-se como uma doença reumática inflamatória crónica que afeta as articulações da coluna vertebral incluindo as sacroilíacas; espondilite psoriásica; síndrome de Reiter é uma “poliartrite associada a iridocilite, conjuntivite e uretrite” [4]. As espondilodiscites infecciosas, tal como o nome refere, enquadram-se nas patologias de origem infecciosa. A espondilodiscite “é uma entidade nosológica rara, mas grave, que muitas vezes se apresenta com uma clínica insidiosa e inespecífica” [12]. Dentro do foro metabólico encontram-se as, osteoporose, osteomalácia e hiperparatireoidismo, que podem originar fraturas vertebrais que consequentemente produzirão transtornos biomecânicos nos corpos vertebrais [2].

As causas psicossomáticas do foro emocional podem também provocar lombalgias nos indivíduos [2].

Tal como acontece com outros órgãos do organismo humano, também a coluna lombar pode ser afetada por dor, inflamação devido a outras doenças que afetem o indivíduo

como é o exemplo da fibromialgia, síndrome miofascial que podem agredir as estruturas intra e extra raquideanas produzindo a dor lombar.

2.5 Técnicas Cirúrgicas

Antes de discutir o tratamento cirúrgico é importante realçar os tratamentos não cirúrgicos para uma melhor compreensão do porquê da cirurgia.

Após diagnosticar o problema, doença que afeta a coluna vertebral através do estudo do doente e realização de exames complementares de diagnóstico, são várias as opções de tratamento, tendo todas elas como objetivo melhorar e restabelecer a qualidade de vida do doente. O repouso pode ser fundamental para o alívio da lombalgia ou lombociatalgia, no entanto não deve ser demasiadamente prolongado pois a inatividade poderá afetar o aparelho locomotor. Este tipo de tratamento conservador pode ser selecionado por exemplo nas hérnias discais. Geralmente é feito com o corpo em decúbito supino, com joelhos fletidos e pés apoiados sobre o leito e/ou com flexão das pernas num ângulo de 90° com as coxas e, um mesmo ângulo destas com a bacia, objetivando a retificação da coluna lombar (posição Zassirchon) [11].

Outra opção de tratamento passa pela terapêutica farmacológica onde podem ser utilizados analgésicos (opióides e não opióides), anti-inflamatórios, relaxantes musculares, antidepressivos [2]. A escolha do fármaco é baseada na causa da patologia. Segundo [11], quando a dor radicular se mantém após tratamento conservador, pode ser opção de tratamento, a infiltração epidural com glucocorticoides, anestésicos e opiáceos.

2.5.1 Artrodese da Coluna Lombar

A artrodese é um tipo de procedimento cirúrgico que se resume na fusão óssea da articulação. A dor sentida pelo doente está intimamente relacionada com a mobilidade da articulação e a redução da sua função, sendo a artrodese um procedimento escolhido para o tratamento de lesões articulares graves. Este tratamento é uma das mais antigas operações da ortopedia que consiste em converter uma articulação rígida-dolorosa em má posição, numa articulação rígida-indolor em boa posição [4]. Esta técnica cirúrgica foi introduzida no século XIX pelo cirurgião austríaco Albert [13]. Este procedimento consiste na fixação óssea permanente de duas ou mais vértebras por forma a garantir a

estabilidade, alinhamento e espaçamento das vértebras afetadas. As principais técnicas e implantes usados na artrodese são:

- Enxertos ósseos que podem ser retirados do próprio doente ou podem ser de um doador;
- Placas, espaçadores e parafusos de metal usados juntamente com os enxertos;
- Enxertos ósseos sintéticos, onde o enxerto é feito de um material biocompatível;

O tipo de implante mais comumente usado neste procedimento é o sintético, também conhecido como *Cage*. Apesar de ser um implante sintético possui o interior oco, como se pode ver pela Figura 2.13, para que o tecido ósseo extraído durante a cirurgia possa ser colocado no seu interior permitindo assim uma melhor fusão óssea.



Figura 2.13 Vários modelos de Cage

A artrodese pode ser usada em casos de hérnia discal recorrente, discopatias dolorosas ou espondilite, assim como em casos de trauma ou tumores. Como na artrodese existe uma fusão das vértebras adjacentes é perdida a mobilidade desse segmento o que aumenta as solicitações mecânicas das vértebras mais próximas, o que pode causar a sua degeneração [14].

Este procedimento é realizado sob anestesia geral e existem duas abordagens a posterior e a anterior durante a cirurgia dependendo dos casos. Na Figura 2.14 estão representadas as várias etapas de um procedimento. Começando pela abordagem anterior (A) para que os discos possam ser removidos (B) e os enxertos colocados no devido lugar (C), seguidamente é feita a incisão posterior (D) para que o restante dos componentes da artrodese possam ser colocados (E e F).

Na maioria das situações a via cirúrgica utilizada é a via posterior. É colocado um enxerto de osso e são introduzidos parafusos através das vértebras que são unidas por barras, limitando assim o movimento das vértebras unidas [15].

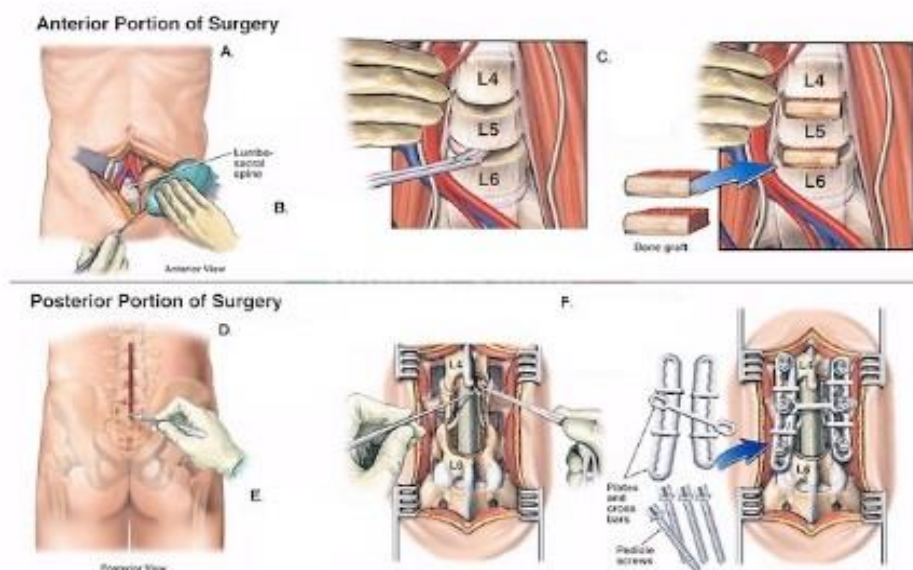


Figura 2.14 Procedimento cirúrgico [42]

2.5.2 Artroplastia da Coluna Lombar

A artroplastia da coluna é outra das técnicas cirúrgicas utilizadas. Esta técnica permite, assim como a artrodese, minimizar a dor e melhorar ou manter a amplitude de movimento dessa mesma articulação, o que é uma melhoria em relação à artrodese. Assim a artroplastia consiste na substituição do disco intervertebral por uma prótese. O desenvolvimento destas próteses começou no final do ano de 1950 quando foi feito o primeiro implante pelo Dr Ulf Fernström na Suécia, que consistia de uma simples bola de metal colocada no espaço do disco intervertebral [16]. Nesse mesmo ano Nachemson começou a testar a injeção de um tipo de silicone em discos cadavéricos. Foi a partir destas simples técnicas que apareceram os *designs* mais sofisticados. Desde 1973 que se assiste a um aparecimento de um *design* novo praticamente todos os anos mas a maioria não chega a ser testada clinicamente [16]

As bolas de aço de Fernström, consistiam numa simples bola de aço (Figura 2.15) em que o contacto era feito por uma interface osso/metal. Mantinha a altura correta e permitia o movimento. Este dispositivo obteve bons resultados a curto e médio prazo, mas a longo prazo a bola de aço apresentou bastantes falhas devido às forças de compressão excessivas aplicadas á bola. Isto é explicado pelo facto de a área de contacto ente a bola e o osso ser muito pequena, pois o contacto era feito entre uma superfície completamente plana com uma superfície esférica. Cerca de 88% dos implantes falharam entre 4 e 7 anos.

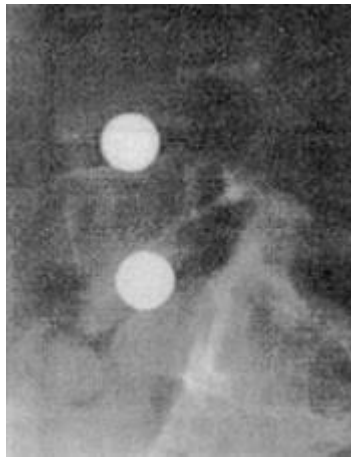


Figura 2.15 Bola de Fernströmn [16]

Outro dispositivo desenvolvido em 1950 foi desenvolvido por Fassio e consistia na introdução de um tipo de silicone rodeado por um componente metálico com a forma de uma ferradura. Este silicone era um material com boas propriedades à compressão e um bom amortecedor. Este *design* foi rapidamente abandonado pois dos 3 pacientes implantados todos tiveram migração do dispositivo nos 4 anos seguintes.

Muitos outros dispositivos foram testados em animais mas nunca chegaram a ser implantados em humanos. Kostuik criou um *design* que consistia numa mola colocada entre duas placas de metal [16]. Apesar de ter tido bons resultados em testes cíclicos in vitro, falhou aquando a implantação em animais.

Desta primeira geração aprenderam-se algumas lições importantes. Uma é que a área de contacto é bastante importante devendo ser maximizada. Outra é que o contacto osso/metal não deve ser usado onde haja movimento. Por último, o material que estiver em contacto com o osso deve ter um Módulo de Elasticidade o mais próximo possível do osso.

A segunda geração de dispositivos já foi desenvolvida com superfícies articulares com contacto sintético/sintético. Este conceito foi desenvolvido nos anos 80 para as próteses SB Charite e ProDisc Artificial Total Lumbar Disc Replacement (Figura 2.16). O contacto articular era feito por uma interface de metal/polietileno inspirado nas próteses da anca. Inicialmente ambos os dispositivos apresentaram falhas ao nível mecânico pois a área de contacto era bastante pequena. Outras versões foram posteriormente lançadas para corrigir este problema.



Figura 2.16 SB Charité II II

Um outro problema eram as partículas de polietileno libertadas ao longo do tempo que causavam reabsorção óssea. Assim surgiram contactos metal/metal e mais recentemente contactos metal/cerâmico têm sido estudados e têm apresentado resultados comparáveis aos do polietileno[16].

Nos próximos anos o desenvolvimento passará pelos dispositivos nucleares, ou seja, apenas o núcleo será substituído. O maior desafio será distinguir quais os pacientes que necessitam de uma substituição total do disco ou apenas uma substituição do núcleo. Outro desafio destes dispositivos é como manter o gel hidrofóbico dentro do espaço do disco, uma vez que este irá absorver água e aumentar de tamanho [16]

Com o passar dos anos o desenvolvimento foi tomando algumas diretrizes principais, sendo elas que a prótese deve reproduzir as propriedades do disco natural em termos de estabilidade, movimento e absorção de choques. Por esta razão os discos artificiais integram na sua construção materiais poliméricos.

Neste estudo a prótese usada será a Prodisc L (Figura 2.17) fabricada por Synthes, Oberdorf Suíça.



Figura 2.17 Prodisc-L

Esta é uma prótese composta por 3 componentes, dois metálicos e um polimérico. Os componentes superior e inferior são constituídos por uma placa de CoCrMo, de acordo com a norma ISO 5832-12 com revestimento em titânio puro da face em contacto com o osso, em conformidade com a ISO 5832-2. O componente central tem uma forma esférica e é fixado entre os componentes superior e inferior, sendo fabricado em polietileno UHMWPE de acordo com a ISO 5834-2 [17]. Os componentes existem em vários tamanhos por forma a garantir uma melhor adaptação às vértebras.

Esta prótese foi desenvolvida para ser implantada através de uma abordagem anterior e microcirúrgica ou vídeo assistida.

Existem sete etapas para realizar a implantação:

- Dissecção do disco (Figura 2.18 (A)) mantendo as porções posterior do ligamento longitudinal e do anulo preservadas [17].
- Implante de prova (Figura 2.18 (B)). O implante de prova serve para determinar o tamanho, altura, ângulo de lordose e posição do implante [17].
- Cinzelagem (Figura 2.18 (C)). O cinzel é guiado pelo implante de prova e irá criar o rasgo para a entrada da quilha de ambos os componentes superior e inferior [17].
- Colocação dos componentes superior e inferior (Figura 2.18 (D)).
- Distração (Figura 2.18 (E)). A distração consiste no afastamento das vértebras por forma a restaurar a altura do disco saudável e garantir altura para o próximo passo.
- Colocação do componente de polietileno (Figura 2.18 (F)). A peça de polietileno é inserida e travada na placa inferior para que não saia da posição.
- Remoção dos instrumentos. Esta é a ultima fase onde todos os instrumentos utilizados durante a cirurgia são removidos.

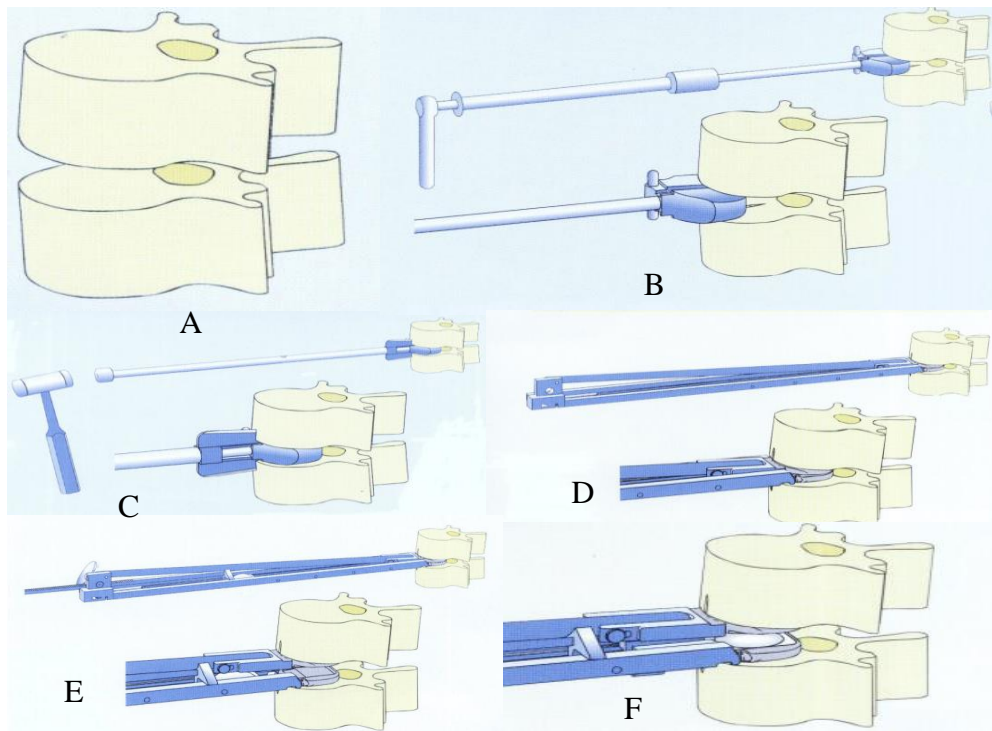


Figura 2.18 Técnica cirúrgica

Modelo Experimental do Segmento L4-L5

3.1 Introdução

Este capítulo é dedicado à avaliação experimental do efeito da alteração de transferência e repartição de carga nas vértebras adjacentes ao segmento lombar L4-L5, entre o estado representativo de uma condição fisiológica natural ou intacta e o estado artroplástico do mesmo segmento com uma prótese comercial. Neste âmbito desenvolveram-se modelos experimentais com recurso à utilização de vértebras, L4 e L5, em material compósito. Estas vértebras foram utilizadas primeiramente para a construção do segmento lombar L4-L5 representativo do estado intacto, com a utilização de um disco intervertebral em material polimérico, posteriormente no mesmo segmento foram realizadas cirurgias “*in-vitro*” por forma a implantar o disco protésico comercial Prodisc-L, para aferir as alterações de transferência/repartição de carga entre o estado nativo e implantado. Nesta avaliação foram utilizados extensómetros aplicados na região anterior e lateral, anexa ao disco intervertebral, tendo sido determinadas as extensões principais na superfície das vértebras para os diferentes estados do segmento lombar e casos de carga. Ambos os modelos foram submetidos a dois casos de carga representativos de duas atividades fisiológicas distintas.

Os resultados das extensões medidas foram utilizados para a avaliação do potencial efeito de “*stress-shielding*” ou fratura óssea por fadiga devido sobrecarga localizada, assim como para correlação com os modelos numéricos desenvolvidos no capítulo seguinte.

3.2 Materiais e Métodos

Os materiais utilizados na construção dos segmentos experimentais L4-L5, intacto e artroplástico, foram as vértebras L4 e L5 em material compósito constituído por uma mistura de fibras de vidro curtas e resina epóxi, disponíveis comercialmente na Sawbones (*Pacific Research Laboratories, Inc. Vashon Island, WA, USA*) com a referência 3429-4 no caso da L4 e referência 3429-5 no caso da L5. Na construção do modelo representativo da situação nativa o disco intervertebral foi materializado a partir de um material polimérico (borracha) composto por várias camadas rigidamente ligadas entre si e posteriormente cortado por forma a adquirir a geometria adequada com uma espessura final de 10mm [18] (Figura 3.1 A). No caso do modelo artroplástico (Figura 3.1 B) foi utilizado como disco intervertebral a prótese Prodisc-L tamanho M-6 produzida por *Synthes GmbH* (Oberdorf, Suíça). Esta é uma prótese composta por 3 componentes, dois metálicos e um polimérico. Os componentes superior e inferior são constituídos por uma

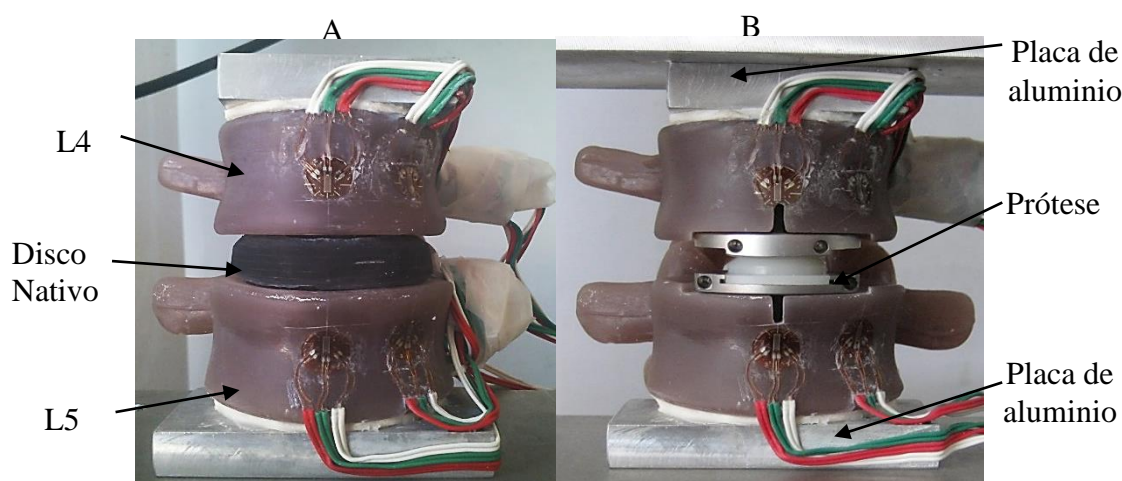


Figura 3.1 Modelos utilizados nos ensaios experimentais. **A.** Modelo Nativo **B.** Modelo Implantado.

placa de CoCrMo, com revestimento em titânio puro da face em contacto com o osso. O componente central tem uma forma esférica e é fixado entre os componentes superior e inferior, sendo de polietileno UHMWPE (Figura 3.2).

Por forma a permitir a realização do carregamento do segmento lombar no equipamento de ensaios, mantendo as vértebras na posição correta, estas foram fixas nas faces opostas ao disco intervertebral por intermédio de cimento ósseo CMW a duas placas de alumínio como representado na Figura 3.1.



Figura 3.2 Prótese Prodisc L

Por forma a realizar a avaliação comparativa entre o modelo intacto e modelo artroplástico, foram coladas em cada vértebra duas rosetas de extensómetros tri-axiais (KFG-3-120-D17-11L3M2S, Kyowa Electronic Instruments Co., Ltd., Tokyo, Japan). Os extensómetros foram colocados nas vértebras (L4 e L5) em posições previamente seleccionadas por forma a medir as extensões nos lados anterior, anexo a região da quilha da prótese, e lateral como está representado na Figura 3.3. Como estes foram aplicados primeiramente no segmento intacto houve o cuidado de procurar posições que não tivessem interferência com o processo cirúrgico para obtenção do segmento artroplástico, este realizado nas mesmas vértebras do modelo intacto já instrumentadas.

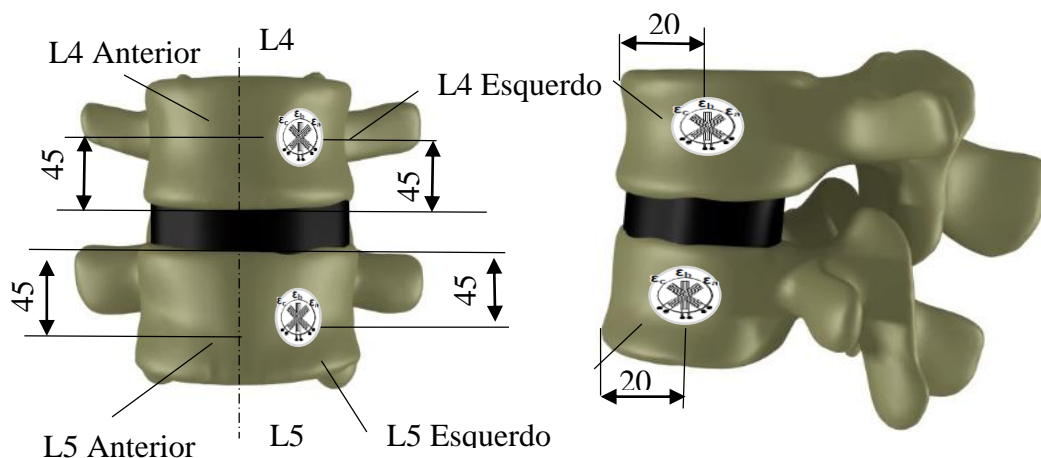


Figura 3.3 Posição dos extensómetros

Estes extensómetros foram ligados ao sistema de aquisição de dados PXI 1050 da National Instruments, que por sua vez está conexo a um computador contendo uma aplicação LabView Signal Express.

Após a construção do segmento intacto, ou seja o estabelecimento da ligação rígida do disco intervertebral em material polimérico às placas dorsal e plantar das vértebras L4 e L5, seguido da colagem das rosetas de extensómetros procedeu-se aos carregamentos sobre a face superior da vértebra L4 estando o segmento em apoio na face inferior da vértebra L5 como se pode ver no pormenor da Figura 3.4. Para o carregamento foi utilizado o equipamento de ensaios do laboratório de biomecânica da Universidade de Aveiro representado na Figura 3.4. A carga foi aplicada à vértebra L4 por intermédio da guia móvel solidaria com o cilindro pneumático da máquina de ensaio.

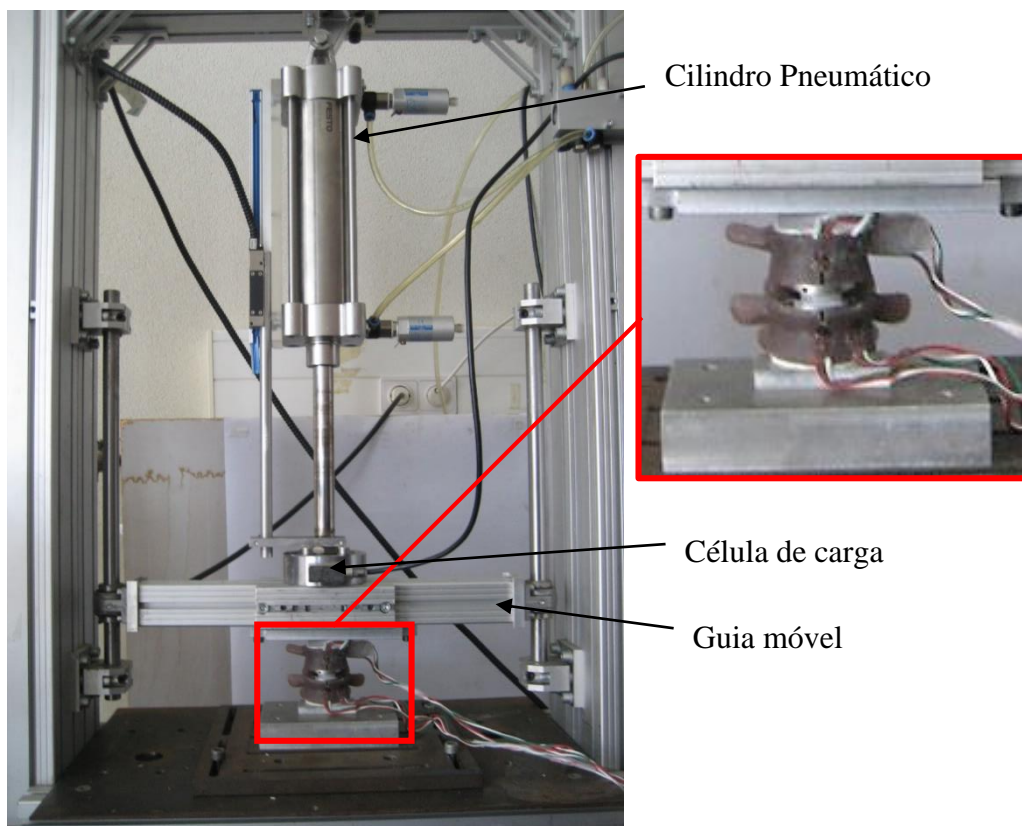


Figura 3.4 Máquina de ensaios e pormenor de posicionamento do modelo

Os carregamentos efetuados correspondem a dois casos de carga representativos de duas atividades fisiológicas do dia-a-dia [19]. O caso de carga 1 representa a atividade fisiológica de correr, onde é aplicado sobre a vértebra 1530 N. Já o caso de carga 2 representa a atividade de caminhar que apresenta uma força de 954 N [19]. Cada caso de carga foi repetido cinco vezes sobre os modelos totalizando dez ensaios para cada tipo de segmento (intacto e implantado). Para garantir a repetibilidade dos resultados foi seguida

a mesma sequência de carregamento em cada ensaio, conforme descrita na seguinte Tabela 3.1.

Tabela 3.1 Sequência do processo experimental

Passo	Definição
A	Condicionamento à carga de ensaio
B	Calibração dos extensómetros
C	Carga
D	Estabilização da carga
E	Guardar os valores medidos
F	Retirar carga
G	Tempo de espera entre medições

Após o ensaio do segmento intacto procedeu-se à desmontagem deste com a remoção do disco intervertebral polimérico e consequente realização das cirurgias *in-vitro*, com recurso aos equipamentos do laboratório de Tecnologia Mecânica da Universidade de Aveiro, às vértebras L4 e L5 para implantação da prótese (Figura 3.5). Estas cirurgias *in-vitro* das vértebras seguiram o referencial cirúrgico proposto pelo fabricante do implante, pois assim poupou-se no tempo, uma vez que não foi necessário solicitar o instrumental para realizar a cirurgia ao fabricante. Este processo foi realizado com cuidado suficiente para não danificar nenhum dos extensómetros previamente colados às superfícies das vértebras.

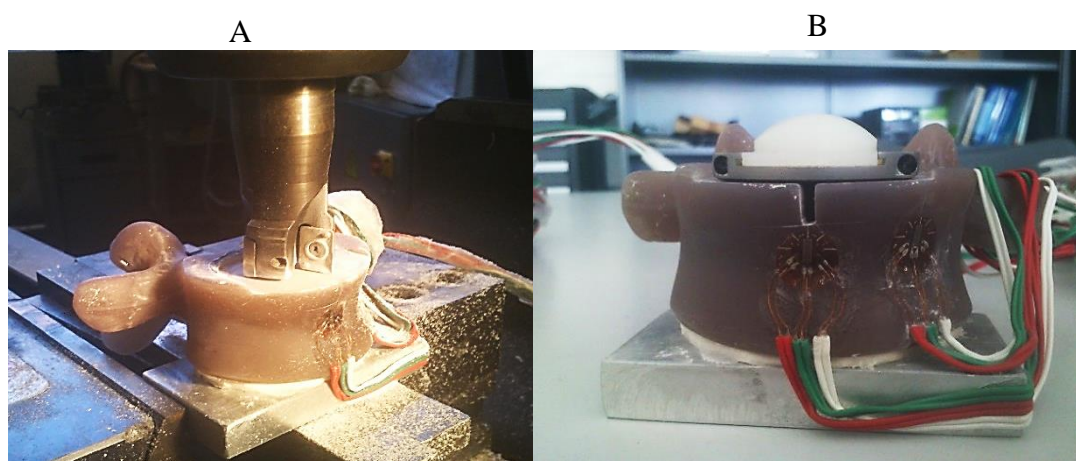


Figura 3.5 A Fresagem da vértebra. B Vértebra L5 implantada

Após as cirurgias *in-vitro*, procedeu-se a repetição dos mesmos casos de carga aplicados ao segmento no seu estado intacto.

A partir das extensões medidas com os extensómetros tri-axiais em cada segmento ensaiado foram calculadas as extensões principais mínimas (Equação 2) e as extensões principais máximas (Equação 1) associadas à localização de cada extensómetro, com recurso às seguintes expressões Equação 1 e Equação 2, que relacionam as extensões medidas nos três extensómetros ε_a , ε_b e ε_c a 45° de cada roseta com as extensões principais ε_1 e ε_3 .

$$\varepsilon_1 = 0,5(\varepsilon_a + \varepsilon_c) + 0,5\sqrt{(\varepsilon_a - \varepsilon_c)^2 + (2\varepsilon_b - \varepsilon_c - \varepsilon_a)^2} \quad \text{Equação 1}$$

$$\varepsilon_3 = 0,5(\varepsilon_a + \varepsilon_c) - 0,5\sqrt{(\varepsilon_a - \varepsilon_c)^2 + (2\varepsilon_b - \varepsilon_c - \varepsilon_a)^2} \quad \text{Equação 2}$$

Foi calculada para cada uma das extensões principais máximas o valor médio e respetivo desvio padrão dos cinco carregamentos efetuados no modelo para cada tipo de técnica. Estas extensões principais foram comparadas entre os diferentes modelos analisados e também utilizadas para correlação com os resultados dos modelos numéricos.

3.3 Resultados

Nesta secção são apresentados os resultados obtidos após os ensaios. Depois dos testes experimentais, os dados recolhidos foram tratados, a fim de calcular as médias das extensões principais e os desvios padrão obtidos com os extensómetros em cada ensaio. Na Tabela 3.2 são apresentados os valores médios das extensões principais mínimas e máximas nos casos de carga ensaiados e respetivos desvios padrão.

Tabela 3.2 Valores médios das extensões principais máximas (ε_1) e mínimas (ε_3) e respetivos desvios padrão para os casos de carga 1 e 2 no modelo nativo

Extensómetro		Carga 1 (1530N)		Carga 2 (945N)	
		Média (x 10^{-6} m/m)	σ (%)	Média (x 10^{-6} m/m)	σ (%)
L4 Anterior	ε_1	59	6	81	10
	ε_3	-136	5	-74	8
L4 Lateral	ε_1	61	5	64	8
	ε_3	-184	8	-80	9
L5 Anterior	ε_1	53	4	57	10
	ε_3	-175	7	-85	8
L5 Lateral	ε_1	70	5	62	6
	ε_3	-201	7	-94	10

Verifica-se que o desvio padrão das extensões principais de ambos os casos de carga se situa sempre abaixo dos 11%, sendo o valor mais alto de 10,61% e o mais baixo 4,18%. A extensão principal máxima mais elevada foi medida no extensómetro L4 Anterior no caso de carga 2, onde se mediu uma extensão de 81×10^{-6} m/m, que foi 34% superior à extensão principal máxima medida no extensómetro L5 Anterior onde foi medido 53×10^{-6} m/m. A extensão principal mínima com o valor nominal mais elevada foi medida no extensómetro L5 Lateral no caso de carga 1, com -201×10^{-6} m/m sendo esta 10% superior à extensão principal mínima medida na mesma localização na vértebra L4.

Como seria de esperar os valores nominais das extensões principais mínimas (compressão) foram inferiores no caso de carga 2, sendo que os valores nominais das extensões principais máximas foram relativamente idênticos para ambos os casos de carga, revelando uma maior sensibilidade do modelo às extensões principais mínimas (compressão). Verifica-se igualmente que a vértebra L5 apresentou em média níveis de extensões nominais mais elevados que a vértebra L4.

Na Tabela 3.3 são apresentados os resultados obtidos para ambos os casos de carga no caso do modelo implantado.

Tabela 3.3 Valores médios das extensões principais máximas (ϵ_1) e mínimas (ϵ_3) ($\times 10^{-6}$ m/m) e respetivos desvios padrão para os casos de carga 1 e 2 no modelo implantado

Extensómetro		Carga 1 (1530N)		Carga 2 (945N)	
		Média ($\times 10^{-6}$ m/m)	σ (%)	Média ($\times 10^{-6}$ m/m)	σ (%)
L4 Anterior	ϵ_1	166	5	103	19
	ϵ_3	-172	14	-137	8
L4 Lateral	ϵ_1	98	15	127	33
	ϵ_3	-220	44	-340	28
L5 Anterior	ϵ_1	72	7	80	10
	ϵ_3	-257	15	-196	19
L5 Lateral	ϵ_1	130	3	102	3
	ϵ_3	-357	17	-278	8

Neste modelo o desvio padrão tem um máximo de 44% no extensómetro L4 Lateral e o mais baixo no extensómetro L5 Lateral. No que diz respeito às extensões principais máximas o valor nominal mais elevado foi registado no extensómetro L4 Anterior no caso de carga 1 com 166×10^{-6} m/m e a menor foi de 72×10^{-6} m/m medida no extensómetro L5 Anterior para o caso de carga 1. No caso das extensões principais mínimas o valor nominal mais elevado foi medido no extensómetro L5 Lateral para o caso de carga 1 com

um valor de $-357 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ e o valor mais baixo foi medido no extensómetro L4 Anterior com o valor de $-137 \times 10^{-6} \text{ m/m}$, para o caso de carga 2.

Tal como no modelo intacto, os valores nominais das extensões foram mais elevados no caso de carga 1. Também os valores nominais das extensões principais máximas foram relativamente idênticos para ambos os casos de carga, revelando uma maior sensibilidade do modelo às extensões principais mínimas (compressão). Verifica-se igualmente que a vértebra L5 apresentou em média níveis de extensões nominais mais elevados que a vértebra L4, tal como o sucedido no modelo intacto

Na Tabela 3.4 encontram-se os valores das diferenças entre o segmento intacto e implantado nos diferentes extensómetros em valor absoluto e valor relativo

Tabela 3.4 Diferença entre os modelos nativo e implantado

Extensómetro		Carga 1		Carga 2	
		Nominal	Relativo	Nominal	Relativo
L4 Anterior	$\epsilon 1$	+107	64%	+22	21%
	$\epsilon 3$	+36	21%	+63	46%
L4 Lateral	$\epsilon 1$	+37	37%	+63	49%
	$\epsilon 3$	+36	17%	+260	76%
L5 Anterior	$\epsilon 1$	+19	26%	+23	28%
	$\epsilon 3$	+82	32%	+111	57%
L5 Lateral	$\epsilon 1$	+60	46%	+40	39%
	$\epsilon 3$	+156	44%	+184	66%

Como se pode verificar através dos valores nominais e relativos da Tabela 3.4 existiu um aumento generalizado dos níveis das extensões principais máximas e mínimas do estado intacto para o estado implantado. Em termos nominais os aumentos mais significativos ocorreram para as extensões principais mínimas (compressão) em especial para o caso de carga 2, tendo ocorrido o maior incremento ($260 \times 10^{-6} \text{ m/m}$) no extensómetro Lateral da vértebra L4 (L4 lateral) seguido do extensómetro na mesma posição na vértebra L5 com um incremento de $184 \times 10^{-6} \text{ m/m}$. No caso de carga 1, o maior incremento das extensões principais mínimas ocorreu na vértebra L5 no extensómetro no lado lateral com um valor nominal de $156 \times 10^{-6} \text{ m/m}$. Para o caso das extensões principais máximas (tração), em ambos os casos de carga, o incremento foi sempre inferior a $63 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ para todos os extensómetros.

3.4 Discussão

Analisando os valores do desvio padrão das extensões principais obtidos nos ensaios experimentais verifica-se que estes se encontram ao mesmo nível dos encontrados em estudos anteriores com o mesmo tipo de osso compósito e extensômetros[20], [21], [22]

Os resultados obtidos no segmento intacto mostram que as diferenças nominais das extensões principais nas diferentes posições dos extensômetros nas vértebras L4 e L5 foram inferiores a $48 \times 10^{-6} \text{m/m}$, evidenciando que o segmento neste estado intacto apresenta uma excelente capacidade de repartição da carga de forma uniforme no córtex das vértebras adjacentes, o que por si só, demonstra uma excelente capacidade de distribuição da carga do disco intervertebral no seu estado intacto.

No caso do segmento implantado, as diferenças nominais das extensões principais nas diferentes posições dos extensômetros nas vértebras L4 e L5 foram bem superiores ao modelo intacto com valores situados entre os $20 \times 10^{-6} \text{m/m}$ e $170 \times 10^{-6} \text{m/m}$, evidenciando que o segmento no estado implantado com a prótese Prodisc-L tem uma menor capacidade de repartição de cargas de forma uniforme no córtex das vértebras adjacentes. Em complemento desta menor capacidade de repartição de carga de uma forma uniforme, verifica-se no modelo implantado um aumento generalizado dos níveis nominais das extensões principais relativamente ao segmento intacto, sendo que esses aumentos situam-se em termos de valores nominais entre $19 \times 10^{-6} \text{m/m}$ e $260 \times 10^{-6} \text{m/m}$. Aumentos ou reduções dos níveis de extensões no modelo implantado relativamente ao modelo intacto inferiores a $100 \times 10^{-6} \text{m/m}$ não são suficientes para o surgimento de alteração ao nível biológico, ou seja, uma alteração do equilíbrio entre o processo de formação e reabsorção óssea [23]. No entanto, aumentos superiores a $100 \times 10^{-6} \text{m/m}$ [23] podem alterar o equilíbrio das condições biológicas do osso, que devido ao efeito de sobrecarga localizada e ao seu efeito cíclico, podem conduzir a um processo de surgimento de microfissuras ósseas que se formam mais rapidamente que o processo de remodelação óssea, originando a termo uma acumulação de microfissuras que podem conduzir à fratura óssea por fadiga ou ao efeito de hipertrofia óssea localizada (calo ósseo) por forma a uniformizar os níveis de extensão nessa zona, no entanto este ultimo efeito nunca foi descrito clinicamente na vértebras.

Assim, os resultados obtidos nos modelos experimentais do segmento lombar L4-L5 evidenciam que o processo artroplástico altera de forma significativa a transferência de carga no córtex nas vértebras adjacentes ao disco intervertebral relativamente ao estado

intacto, contribuindo para o potencial surgimento de fratura de fadiga (ou designada em termos clínicos por fratura de esforço) a termo nas vértebras [24], [25], [26].

No entanto, este estudo experimental apenas permite conhecer o efeito biomecânico da artroplastia com o implante Prodis-L nas posições dos extensômetros utilizados, sendo bastante limitativo para a generalização do risco identificado. Assim, torna-se necessário complementar este estudo experimental com um estudo por elementos finitos que permita de uma forma mais global conhecer o comportamento mecânico das vértebras, principalmente do osso esponjoso de suporte do disco intacto e protésico, sendo o colapso do osso esponjoso das vértebras à compressão um fator maior para a falência da artroplastia [27]. Assim, o próximo capítulo desta tese será dedicado ao desenvolvimento e análise dos modelos de elementos finitos do segmento L4-L5 intacto e implantado.

Modelos Numéricos Do Segmento L4-L5

4.1 Introdução

Neste capítulo procedeu-se ao desenvolvimento de modelos numéricos de elementos finitos que replicaram os modelos intacto e implantado avaliados experimentalmente no capítulo anterior, utilizando os resultados destes para a sua comparação e validação. De forma complementar foram desenvolvidos modelos de elementos finitos, que com ligeiras alterações ao nível das propriedades mecânicas de algumas estruturas relativamente aos que replicaram os modelos experimentais, que procuram aproximar estes de uma condição mais próxima da realidade fisiológica do segmento L4-L5. Os modelos de elementos finitos representativos da condição mais fisiológica foram utilizados para simular duas condições clínicas distintas, que se distinguem essencialmente na condição da ligação da interface implante-osso. Assim, foi considerada uma situação clínica imediatamente após a artroplastia, onde o implante ainda não se encontra osteointegrado com a vértebra, e uma outra situação clínica de longo termo, onde é considerado que existe uma completa osteointegração do implante no osso, estando estes completamente solidários. Estes modelos numéricos permitiram a avaliação de parâmetros biomecânicos no estado intacto e implantado não passíveis de avaliação com recurso aos modelos experimentais desenvolvidos no capítulo anterior, tais como os níveis de deformação no osso esponjoso das vértebras L4 e L5, assim como a estabilidade do implante, permitindo a comparação entre as diferentes condições antes e após artroplastia, assim como entre as duas situações clínicas descritas anteriormente. A avaliação destes parâmetros biomecânicos foi utilizada para estimar os eventuais riscos envolvidos após a artroplastia do segmento lombar L4-L5 com o implante Prodisc-L, tais como o risco de fratura óssea por efeito de fadiga devido a sobrecarga localizada, perda de densidade óssea nas vértebras adjacentes por efeito de *stress-shielding* e a perda asséptica relacionada com a instabilidade do implante.

4.2 Materiais e métodos

4.2.1 Modelos Geométricos do Segmento L4-L5

Os modelos geométricos das vértebras e implante foram desenvolvidos a partir dos modelos físicos utilizados nos modelos experimentais e descritos no capítulo anterior. Enquanto a modelação do disco nativo foi realizada para duas condições distintas, uma replicando o modelo experimental (disco polimérico) e outra replicando uma condição mais fisiológica, com o disco sendo composto por um núcleo (núcleo polposos) e um anel cartilágneo. Sendo que para este caso, este foi modelado seguindo as dimensões médias descritas na bibliografia [27].

4.2.1.1 Vértebras

As vértebras experimentais foram modeladas com recurso à tecnologia de digitalização laser 3D (Figura 4.1 A) que permite obter geometrias de forma precisa e rápida. O facto de esta tecnologia ser bastante simples de utilizar e bastante versátil, permite que seja utilizada em áreas tão diferentes como a Biomecânica, indústria automóvel, etc. O equipamento utilizado foi o *Roland Picza 3D laser scanner* da (Roland DG Ltd, Cardiff, United Kingdom) aliado à aplicação informática Dr. Picza da Roland DG Corporation. O scanner usa um laser que é emitido, refletido pelo objeto e posteriormente captado por um sensor (Figura 4.1 B), que através de triangulação consegue calcular a distância a que o objeto se encontra. Para que a reflexão do laser seja mais fácil e a nuvem de pontos seja mais fiel, é recomendado que a peça seja de cor branca, pelo que as vértebras foram pintadas de branco (Figura 4.1 C) uma vez que a cor original era o castanho (Figura 3.1 do Capítulo experimental).

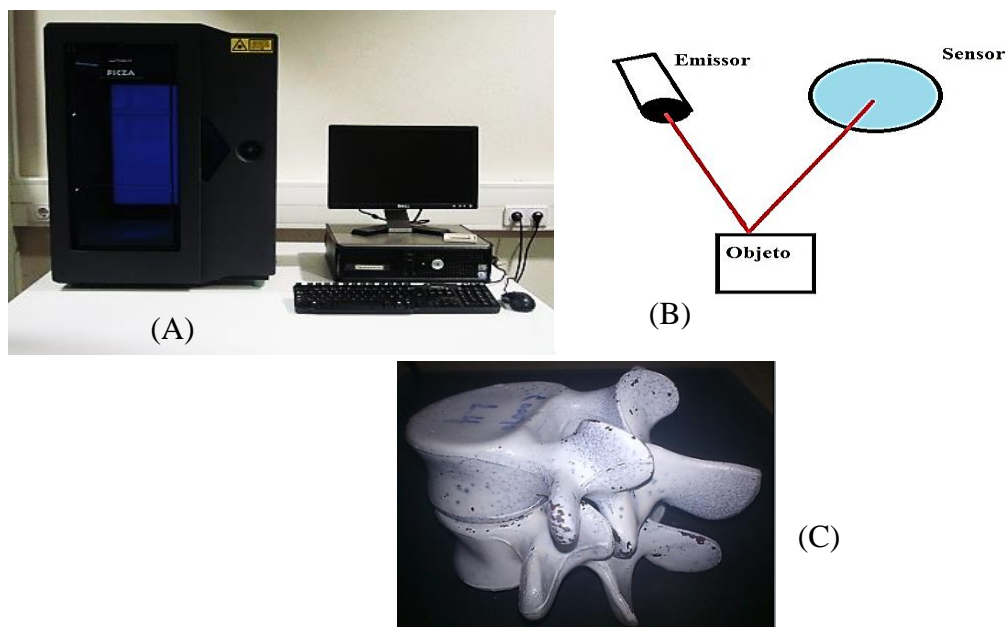


Figura 4.1 **A** Roland Picza 3D laser scanner. **B** Esquema de funcionamento do scanner. **C** Vértex L4-L5 pintadas de branco

A nuvem de pontos criada pelo scanner através de varrimento é primeiramente tratada no *software* Dr Picza. Aqui é possível eliminar algum ruído e verificar se a nuvem está de acordo com o pretendido. Para que a forma das vértebras possa ser reconstruída é necessário gravar a nuvem na extensão *.stl* (*Stereolithography Tessellation Language*). Para reconstituir a forma das vértebras a partir das nuvens de pontos estas foram importadas para o CATIA V5R20 (Dassault Systems, USA) para serem tratadas. A importação das nuvens de pontos foi feita por partes (Figura 4.2 A), uma vez que não foi possível digitalizar a totalidade da vértebra com uma só digitalização.

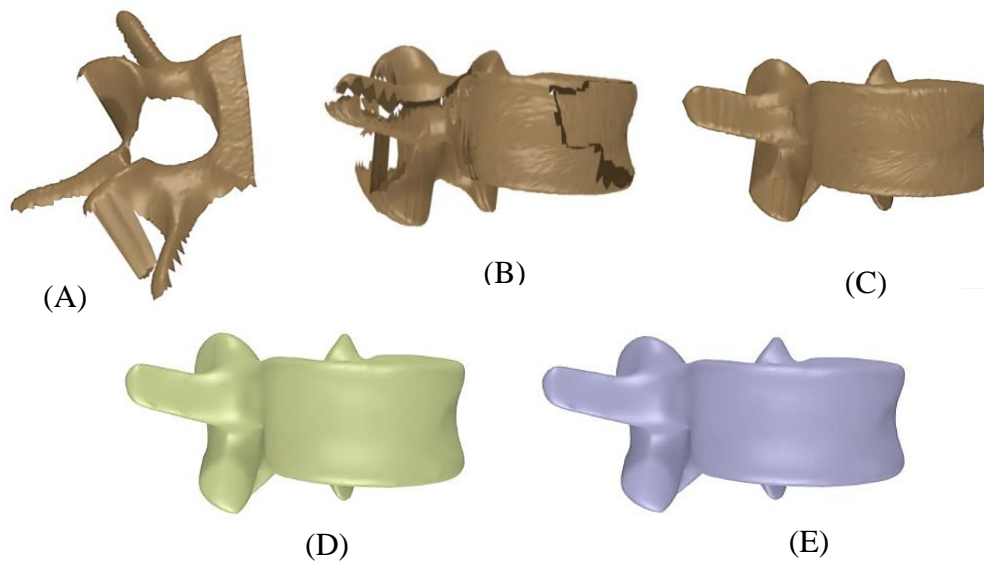


Figura 4.2 **A)** Nuvem de pontos inicial. **B)** Várias nuvens de pontos alinhadas. **C)** Nuvem de pontos única. **D)** Superfície. **E)** Vértebra sólida

Assim, as várias nuvens foram importadas e juntas numa única nuvem de pontos (Figura 4.2 B). Para isto utilizou-se a ferramenta *Merge Clouds* após a aplicação de várias operações de translação e rotação. A junção das nuvens de pontos não é perfeita pelo que é necessário transformar as nuvens de pontos numa malha (com o comando *Mesh Creation*) e a partir daí preencher os buracos com triângulos gerados automática ou manualmente (Figura 4.2 C). Para isso existe a ferramenta *Fill Holes* e a *Interactive Triangle Creation*. Após se obter uma malha totalmente fechada cria-se a superfície (Figura 4.2 D) e desta cria-se a superfície fechada (Figura 4.2 E), através da ferramenta *Close Surface*, que irá da origem ao modelo sólido que posteriormente será utilizado na geração das malhas de elementos finitos dos modelos de elementos finitos. Este processo foi repetido para ambas as vértebras, L4 e L5.

Os modelos sólidos das vértebras que replicam o modelo experimental foram utilizadas igualmente para a geração das vértebras do modelo representativo de uma condição mais fisiológica, em que neste caso ao contrário das vértebras do modelo experimental modeladas com uma só região (um só material) estas foram modeladas com duas regiões distintas uma representativa do osso cortical com 2mm de espessura e uma representativa do osso esponjoso do interior da vértebra como mostra a Figura 4.3.

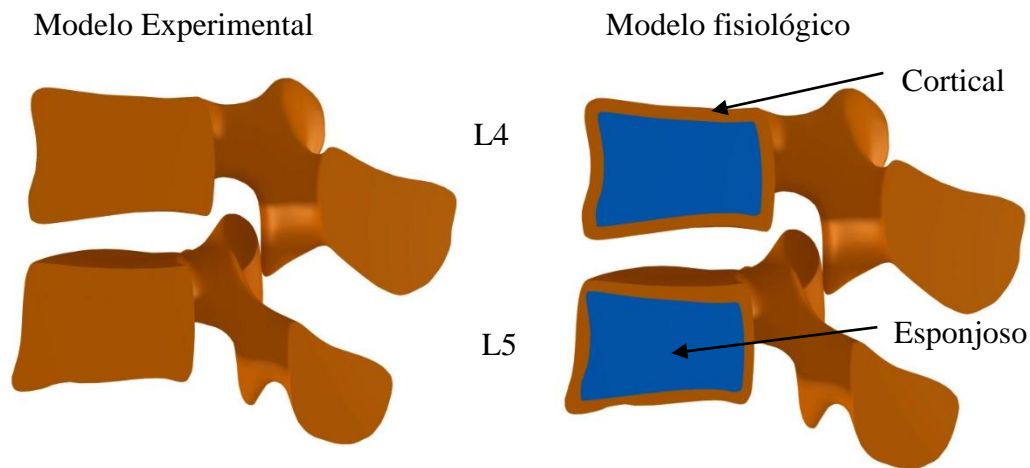


Figura 4.3 Comparação do Modelo Experimental com o Modelo Fisiológico

4.2.1.2 Disco Nativo

Tal como o sucedido para as vértebras, em que foram gerados dois modelos, um representativo do modelo experimental e outro representativo de uma condição mais próxima da condição fisiológica (Figura 4.4), também no caso dos discos representativos da condição nativa foram gerados dois modelos geométricos recorrendo ao mesmo *software* de modelação. Para o modelo representativo do modelo experimental foi modelado um disco com uma geometria idêntica ao modelo experimental, ou seja, com apenas uma região, isto é um material. No caso do disco nativo representativo de uma condição mais fisiológica este foi modelado com duas regiões, uma representativa do núcleo pulposo e outra do anel cartilágneo externo, sendo modelado com uma altura média de 10 mm [18], sendo o núcleo com uma forma oval com aproximadamente 40mm por 20mm e o anel cartilágneo com uma forma exterior que aproxima o contorno exterior da vértebra.

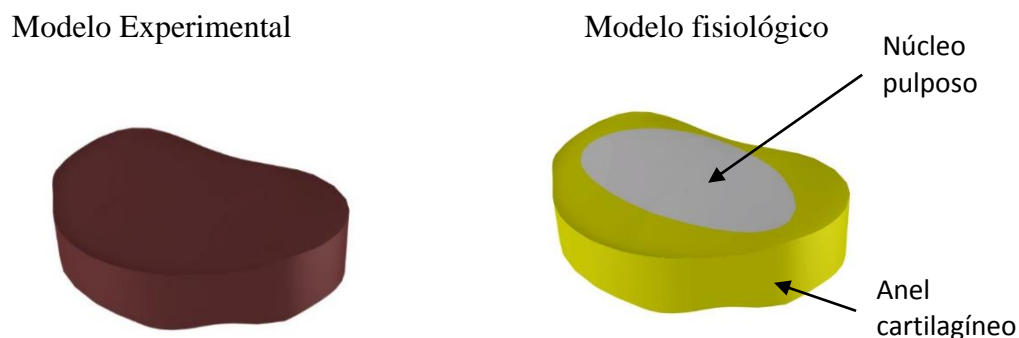


Figura 4.4 Comparação do núcleo do Modelo Experimental com o núcleo do Modelo Fisiológico

4.2.1.3 Implante

O implante Prodisc-L foi modelado a partir da medição direta das dimensões do implante com recursos a meios de medição comuns tais como o paquímetro. Após este levantamento foram modelados os 3 componentes que constituem o implante ou seja as duas bases metálicas de apoio/fixação aos corpos da vértebras e o componente intercalar de polietileno.

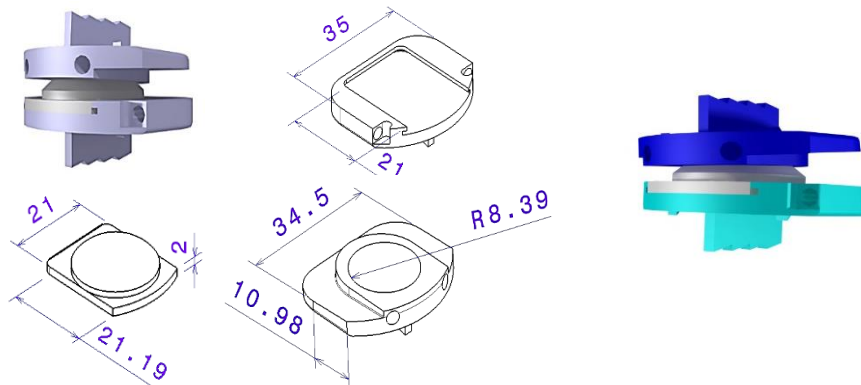


Figura 4.5 Implante Prodisc L modelado

4.2.1.4 Modelos geométricos dos segmentos L4-L5 analisados.

No âmbito deste capítulo foram analisado 4 modelos do segmento L4-L5 distintos pelas suas geometrias e propriedades dos materiais envolvidos. Assim foram gerados dois segmentos que tentaram replicar a condição intacta e implantada do modelo experimental, que serviu de base ao processo de comparação e validação dos modelos numéricos aqui desenvolvidos e representado em corte longitudinal na Figura 4.6 A. A partir destes e como explicado anteriormente foram gerados o segmento L4-L5, intacto e implantado, representativos de uma condição mais fisiológica que passou pela consideração de duas regiões nas vértebras, correspondentes ao osso cortical e esponjoso assim como a consideração do disco intacto com duas regiões ou seja o núcleo e anel cartilágneo externo (Figura 4.6 B)). Ao contrário do segmento L4-L5 experimental que replicou as condições experimentais, e que apenas serviu de base à comparação/validação dos modelos numéricos, o segmento L4-L5 fisiológico permitiu uma análise mais detalhada e comparativa de diferentes parâmetros biomecânicos complementares aos analisados nos modelos experimentais numa condição mais próxima da real.

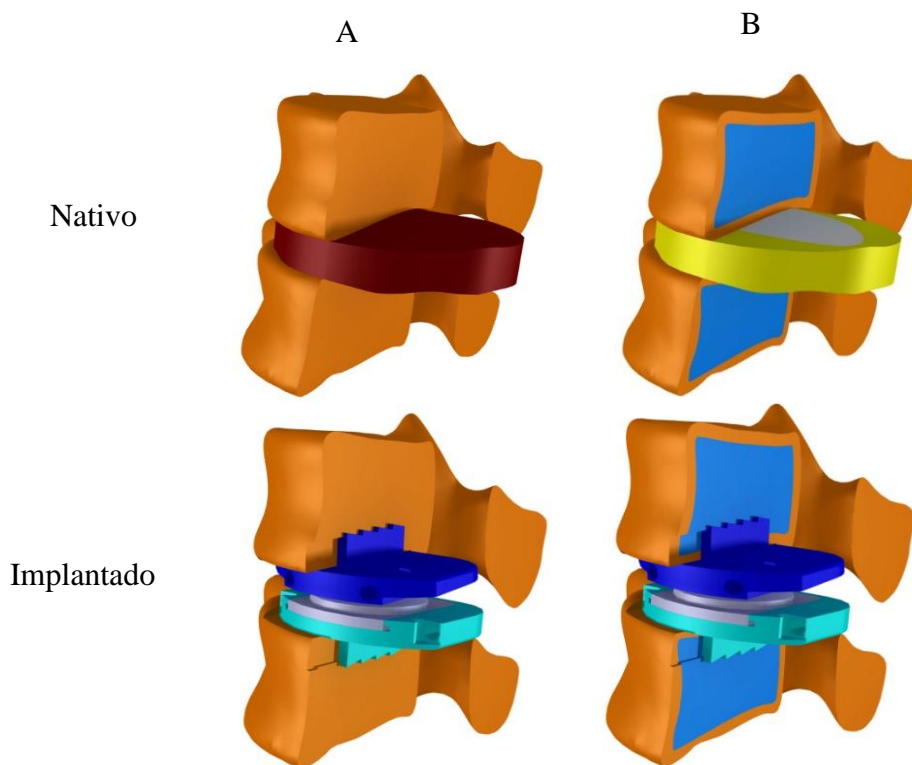


Figura 4.6 Representação esquemática em corte no plano sagital da geometria do segmento L4-L5 intacto e implantado A) para comparação com modelo experimental B) modelo condição mais fisiológica

4.3 Modelos numéricos

Partindo dos modelos geométricos criados anteriormente, foram gerados os modelos numéricos através do *software* CATIA V5 R20 e ABAQUS v 6.12-1. Geraram-se as malhas e condições de interfaces entre os diferentes componentes usando o primeiro *software* e definiram-se os materiais, as condições de fronteira e realizou-se a simulação no segundo.

As malhas de elementos finitos foram geradas diretamente a partir das geometrias sólidas dos diferentes componentes (vértebras, discos, implante, etc) modelados, com elementos do tipo tetraédricos (C3D4). A malha de elementos finitos, deverá seguir a forma o mais próximo possível à geometria, mas tendo em conta sempre o tempo de processamento, pois quanto mais refinada é a malha (elementos mais pequenos) maior o tempo de processamento. Para garantir que o tamanho dos elementos usado neste estudo foi o mais indicado considerando o tempo de computação vs seguimento da forma, fez-se de uma forma preliminar uma análise de convergência de tamanho de malha. Para esta análise preliminar de convergência foi usada a vértebra L4 encastrada na face caudal e aplicou-se uma carga compressiva de 200N na face cranial. Nestes modelos para cada

refinamento de malha foi avaliado o deslocamento máximo no modelo, tendo sido calculado, para cada tamanho médio de elemento, o erro relativo ao deslocamento máximo do modelo mais refinado, ou seja, com o maior número de elementos. Considera-se uma malha adequada quando o deslocamento do modelo não se altera significativamente com o aumento do número de elementos. Na Tabela 4.1 encontram-se os vários refinamentos realizados, o número de elementos, deslocamento máximo, erro relativo e o tempo de simulação.

Tabela 4.1 Análise do modelo para a escolha de malha

Tamanho médio da aresta do elemento (mm)	Número de elementos	Deslocamento máximo (mm)	Erro relativo ao modelo mais refinado (%)	Tempo (h)
3	38342	0,00001043	36%	0,023
2,5	42152	0,00001117	31%	0,023
2	64291	0,0000126	23%	0,029
1,5	116666	0,0000139	15%	0,050
1	289298	0,00001526	6%	0,196
0,5	1378058	0,00001639	-	8,156

Na secção resultados deste capítulo está apresentada a curva de convergência do deslocamento máximo para os diferentes níveis de refinamento de malha. Como apresentado e discutido posteriormente, decidiu-se seleccionar elementos com tamanho médio de 1.5mm de aresta, para todos os modelos numéricos intacto ou implantado. Após esta análise preliminar procedeu-se à geração da malha com este tamanho médio de elemento (1.5mm) para os modelos relativos à condição intacta e condição implantada para os modelos representativos do modelo experimental (Figura 4.7 A)) e do modelo representativos da condição fisiológica (figura 4.7 B)) e de onde resultaram o número de elementos e nós apresentados na Tabela 4.2.

Tabela 4.2 Número de nós e elementos dos vários modelos

Modelo	Condição	Número de elementos	Número de nós
Experimental	Nativo	83115	331315
	Implantado	94796	384779
Fisiológico	Nativo	83115	331315
	Implantado	94796	384779

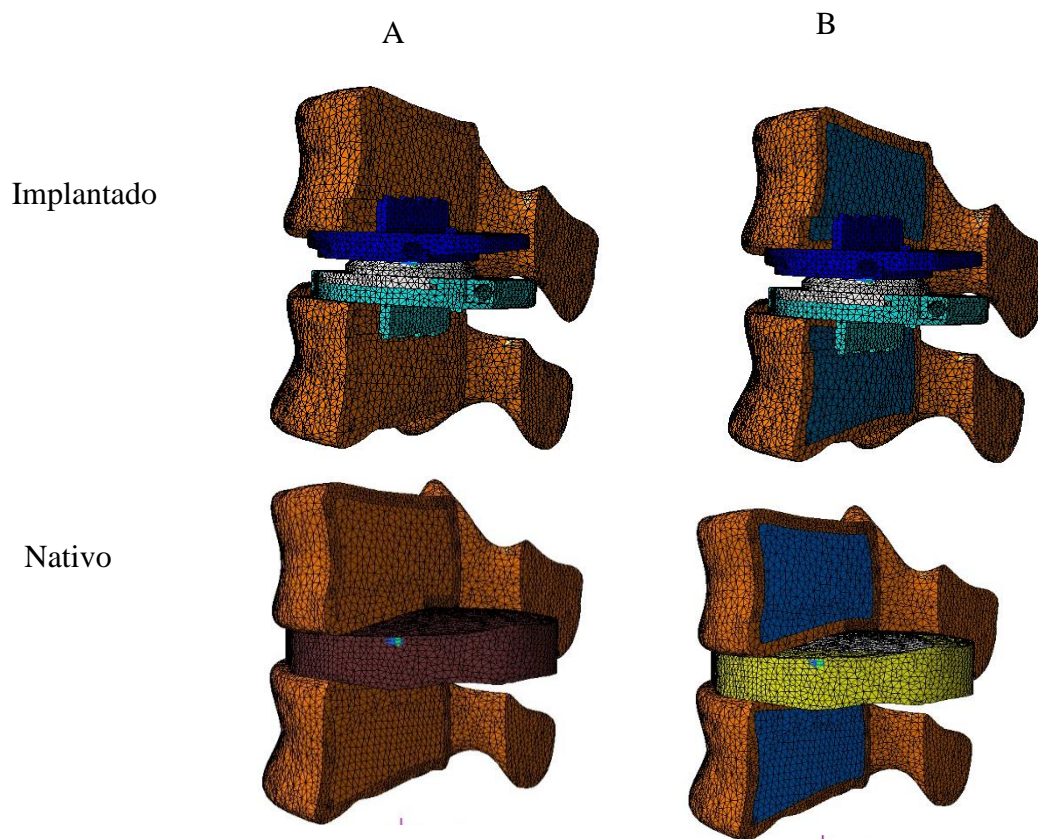


Figura 4.7 Modelos Numéricos A) Fisiológicos B) Experimental

Relativamente ao comportamento mecânico dos materiais utilizados, estes foram considerados isotrópicos e com um comportamento linear elástico, sendo esta uma aproximação à realidade muitas vezes utilizadas em estudos idênticos [21], [28]. Tendo em consideração que foram desenvolvidos dois tipos de modelos numéricos, um representativo do modelo experimental, e outro representativo de uma condição mais próxima da fisiológica, estes obrigaram à utilização de diferentes parâmetros mecânicos dos materiais para cada um dos modelos. Assim, na Tabela 4.3 encontram-se indicados os módulos de elasticidade (E) e coeficiente Poisson associados à condição experimental e na Tabela 4.4 os associados ao modelo fisiológico [29], [30].

Tabela 4.3 Propriedades mecânicas do modelo representativo da condição experimental.

Designação	Material	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson
Osso vértebra	Fibra de vidro e resina epóxi	16	0,3
Disco intervertebral	Borracha	0,03	0,4999
Componente superior e inferior do implante	Co-Cr-Mo	214	0,3
Componente intermédio do implante	UHMWPE	0,725	0,46
Cimento ósseo (para fixação vértebra)	Poli-metacrilato-metileno	2,28	0,3
Placas de compressão	Alumínio	207	0,33

Tabela 4.4 Propriedades mecânicas do modelo representativo da condição fisiológica

Designação	Material	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson
Osso cortical vértebra	Osso	16	0,3
Osso esponjoso vértebra	Osso	0,1	0,3
Disco intervertebral núcleo polposos	Gel pulposos	0,0002	0,4999
Disco intervertebral anel cartilágneo	Fibras cartilágneas	0,45	0,3
Componente superior e inferior do implante	Co-Cr-Mo	214	0,3
Componente intermédio do implante	UHMWPE	0,725	0,46
Cimento ósseo (para fixação vértebra)	Poli-metacrilato-metileno	2,28	0,3
Placas de compressão	Alumínio	207	0,33

Relativamente às condições de interface entre os diferentes materiais/componentes dos modelos numéricos, estas foram consideradas em função do tipo de modelo e do seu objetivo em termos da condição clínica a simular. Assim, em ambos os modelos numéricos representativos da condição intacta, todos os seus diferentes materiais/componentes foram considerados rigidamente ligados entre si ou seja vulgarmente designados por colados (tie). No caso do modelo numérico experimental implantado foram considerados em contacto com atrito todas as interfaces entre as vértebras e o implante, por forma a replicar a condição do modelo experimental implantado. O contacto entre o componente de polietileno com o componente superior da prótese foi definido com atrito de 0.035 [31] e o contacto entre os componentes superior

e inferior do implante e as vértebras foram definidos com um coeficiente de atrito de 0.8 [32] (Tabela 4.5).

Tabela 4.5 Condições de interface entre componente/materiais para os modelos implantados

Modelo numéricos Implantados	Interface Vértebra - Implante	Interface Implante CrC0 - Polietileno
Experimental	Contacto em atrito $\mu=0.8$	Contacto em atrito $\mu=0.035$
Fisiológico não osteointegrado (condição pós cirúrgico)	Contacto em atrito $\mu=0.8$	Contacto em atrito $\mu=0.035$
Fisiológico osteointegrado (condição longo termo)	Rigidamente ligada (colado)	Contacto em atrito $\mu=0.035$

Para o modelo implantado representativo de uma condição mais fisiológica as condições de interface entre os componentes protésicos e as vértebras foram consideradas por forma a ser representativas de duas condições clínicas relacionadas com o tempo após cirurgia. Assim, para uma situação imediatamente após a cirurgia em que a osteointegração (adesão do osso à superfície protésica) ainda não ocorreu, as interfaces entre o implante e a vértebra foram consideradas em atrito com os mesmos valores considerados para o modelo experimental e indicados na Tabela 4.5. A outra condição clínica simulada foi representativa de um longo período após a cirurgia, em que se espera que tenha ocorrido uma osteointegração da superfície do implante pelo osso ou seja a sua total adesão, tendo para este caso sido considerada uma ligação rígida (colada) das interfaces entre o implante e as vértebras com resumido na Tabela 4.5

As condições de fronteiras utilizadas em todos os modelos numéricos analisados foram equivalentes às condições utilizadas nos modelos experimentais descritos no capítulo anterior. Assim, considerou-se o apoio da face inferior da vértebra L5 através de uma interface em cimento ósseo rigidamente ligada à placa de alumínio, replicando os modelos experimentais, e a aplicação da carga na superfície superior da vértebra L4 através de uma interface em cimento ósseo rigidamente ligada à placa de alumínio onde foi aplicada a força de compressão aos segmentos L4-L5 como representado na Figura 4.8. Tal como nos modelos experimentais foram considerados dois casos de carga que se distinguiram apenas pelo valor da força de compressão aplicada à vértebra L4. Assim, no caso de carga

1 foi aplicada uma força de 1530 N e para o caso de carga 2 foi aplicada uma força de 954 N.

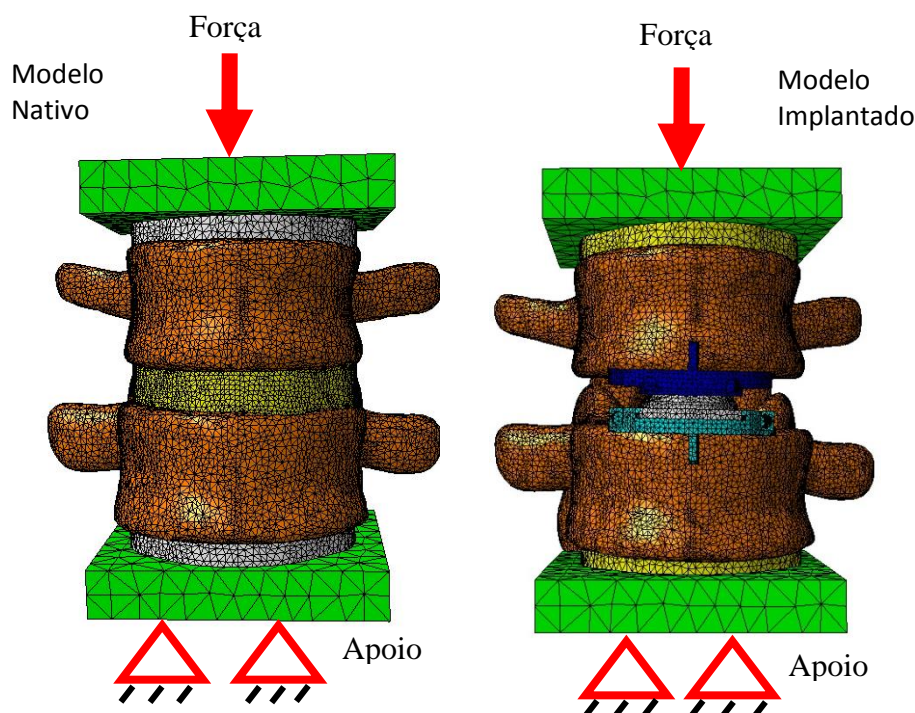
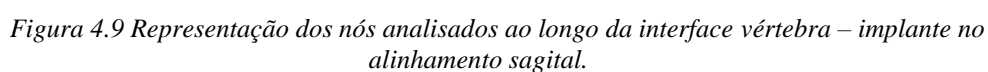


Figura 4.8 Representação esquemática da força e restrição aplicada aos modelos numéricos.

Os parâmetros biomecânicos analisados nos modelos numéricos foram distintos entre os modelos que replicaram o modelo experimental, e que serviram de base à comparação e validação dos modelos numéricos, e os modelos representativos da condição mais próxima da fisiológica. Assim, para a comparação dos modelos numéricos versus experimentais foram analisadas apenas as deformações principais máximas e mínimas na superfície das vértebras correspondentes às posições dos extensômetros utilizados nos modelos experimentais (Figura 3.3 do Capítulo 2), tendo servido estas deformações para avaliar o grau de correlação (R^2) com os resultados das extensões principais obtidas nos modelos experimentais.

Já no caso dos modelos numéricos representativos de uma condição mais próxima da fisiológica foram analisados diferentes parâmetros biomecânicos que caracterizam o comportamento estrutural do segmento L4 e L5 e podem-se correlacionar com a longevidade da artroplastia. Assim, foram analisadas as deformações principais ao longo da interface vértebra-implante ao longo do alinhamento de nós assinalados na Figura 4.9, no plano sagital. Esta linha foi criada em todos os modelos (intacto e implantado), para permitir a comparação nas mesmas posições.



Tendo em consideração que o principal motivo de falência da artroplastia lombar é a falência da capacidade de suporte do osso esponjoso da vértebra à compressão [25] foram analisados os gradientes das deformações principais mínimas e máximas no osso esponjoso no plano sagital, permitindo igualmente avaliar potenciais zonas de reabsorção por efeito de *stress-shielding* ou falência à fadiga por sobrecarga localizada.

Também por forma a avaliar a estabilidade do implante na condição não osteointegrada ou seja representativa de uma situação clínica imediatamente após a cirurgia, foram avaliados os micromovimentos entre o implante e o osso ao longo do alinhamento assinalado a vermelho na Figura 4.10. Esta avaliação dos micromovimentos irá permitir avaliar a capacidade de osteointegração/adesão do osso à superfície do implante.

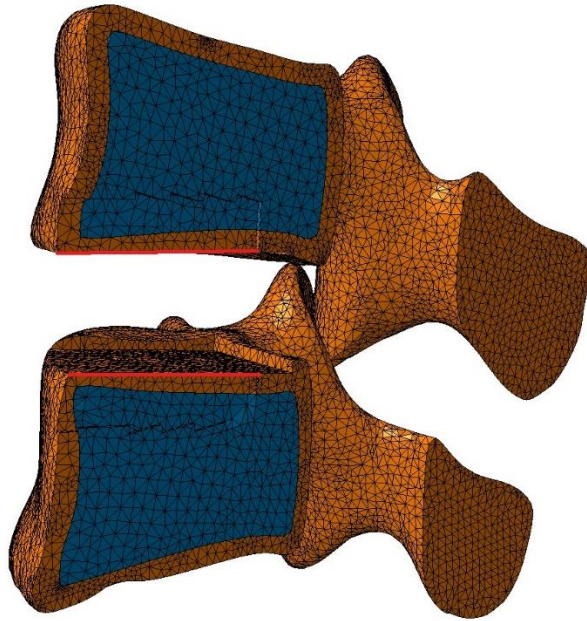


Figura 4.10 Representação das linhas para análise dos micromovimentos

4.4 Resultados

4.4.1 Estudo da convergência de malha

Na Figura 4.11 estão representados os valores do deslocamento máximo para cada refinamento da malha utilizado para a seleção da dimensão média de aresta de elemento utilizado na geração da malha de elementos finitos dos modelos numéricos.

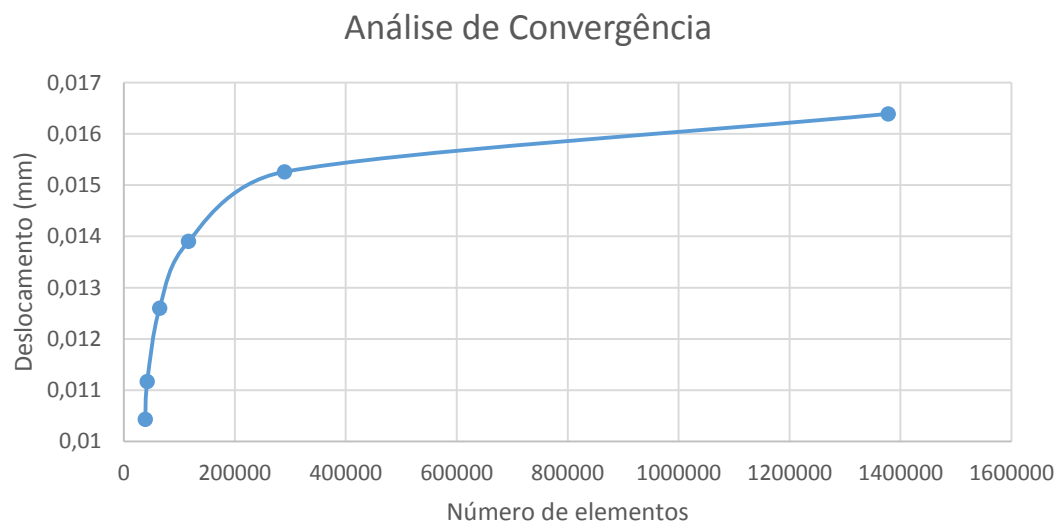


Figura 4.11 Gráfico do deslocamento máximo em função do número de elementos

Como se observa existe uma estabilização da curva após o refinamento de 1 mm (289298 elementos), mas para esse refinamento o tempo de processamento foi algo elevado pelo que se optou pela dimensão média de aresta do elemento de 1,5 mm (116666 elementos), apesar de este apresentar um erro de 15% em relação ao maior refinamento de malha com uma dimensão média de aresta do elemento de 0,5 mm (1378058 elementos).

4.4.2 1.2 Comparação Modelos Numéricos versus Experimentais

Os resultados das extensões principais medidas nos modelos experimentais foram comparados com as deformações principais avaliadas nos modelos numéricos na localização equivalente aos extensómetros para os modelos intacto e implantado Na Tabela 4.6 e Tabela 4.7 encontram-se indicados os valores médios e desvio padrão das extensões (experimental) e os valores das deformações (numérico), assim como o desvio relativo em percentagem entre estes para os casos de carga 1 e caso de carga 2 no caso do modelo intacto respetivamente.

Tabela 4.6 Comparação entre os modelos experimental e numérico para o modelo nativo no caso de carga 1

Caso de carga 1		Experimental ($\times 10^{-6}$ m/m)		Modelo Numérico ($\times 10^{-6}$ m/m)	Erro Relativo
		Media	Desvio		
L4 Anterior	E1	59	6	58	1%
	E3	-136	5	-175	29%
L4 Lateral	E1	61	5	43	30%
	E3	-184	8	-146	21%
L5 Anterior	E1	53	4	47	13%
	E3	-175	7	-124	29%
L5 Lateral	E1	70	5	42	40%
	E3	-201	7	-123	39%

Tabela 4.7 Comparação entre os modelos experimental e numérico para o modelo nativo no caso de carga 2

Caso de carga 2		Experimental ($\times 10^{-6}$ m/m)		Modelo Numérico ($\times 10^{-6}$ m/m)	Erro Relativo
		Media	Desvio		
L4 Anterior	E1	82	10	48	41%
	E3	-74	8	-3	11%
L4 Lateral	E1	64	8	31	52%
	E3	-80	9	-79	2%
L5 Anterior	E1	57	10	27	53%
	E3	-85	8	-61	28%
L5 Lateral	E1	62	6	34	46%
	E3	-94	10	-80	15%

A maior diferença das deformações principais máximas na condição intacto encontra-se no extensómetro L5 Anterior para o caso de carga 2, onde se observa um erro relativo de 53% entre os resultados experimentais e numéricos, sendo o menor desvio registado no extensómetro L4 Anterior com um desvio relativo de 1% para o caso de carga 1. Em relação às deformações principais mínimas o maior desvio encontra-se no extensómetro L5 Lateral para o caso de carga 1 com um desvio de 39%, sendo o menor desvio de 2% registado no extensómetro L4 Lateral para o caso de carga 2.

Na Tabela 4.8 e Tabela 4.9 encontram-se indicados os valores médios e desvio padrão das extensões (experimental) e os valores das deformações (numérico), assim como o desvio relativo em percentagem entre estes para os casos de carga 1 e caso de carga 2 no caso do modelo implantado.

Tabela 4.8 Comparação entre os modelos experimental e numérico para o modelo implantado no caso de carga 1

Caso de carga 1		Experimental ($\times 10^{-6}$ m/m)		Modelo Numérico ($\times 10^{-6}$ m/m)	Erro Relativo
		Média	Desvio		
L4 Anterior	E1	166	5	219	32%
	E3	-172	14	-116	33%
L4 Lateral	E1	98	15	169	73%
	E3	-220	44	-98	55%
L5 Anterior	E1	72	7	55	24%
	E3	-257	15	-173	33%
L5 Lateral	E1	130	3	205	58%
	E3	-357	17	-567	58%

Tabela 4.9 Comparação entre os modelos experimental e numérico para o modelo implantado no caso de carga 2

Caso de carga 2		Experimental ($\times 10^{-6}$ m/m)		Modelo Numérico ($\times 10^{-6}$ m/m)	Erro Relativo
		Média	Desvio		
L4 Anterior	E1	104	19	116	12%
	E3	-137	8	-197	43%
L4 Lateral	E1	127	33	122	4%
	E3	-340	28	-305	8%
L5 Anterior	E1	80	10	36	55%
	E3	-196	19	-103	47%
L5 Lateral	E1	102	3	114	12%
	E3	-278	8	-230	17%

A diferença mais elevada entre os resultados experimentais e numéricos no modelo implantado para as deformações principais máximas encontra-se no extensómetro L4 lateral com um valor de 73% para o caso de carga 1, sendo o menor desvio registado no extensómetro L4 Lateral com um desvio relativo de 4% para o caso de carga 2. Em relação às deformações principais mínimas o maior desvio encontra-se no extensómetro L5 Lateral para o caso de carga 1 com um desvio de 58%, sendo o menor desvio de 8% registado no extensómetro L4 Lateral para o caso de carga 2.

A fim de avaliar o nível de correlação entre os resultados dos modelos numéricos e experimentais foram traçadas as retas de correlação que se encontram na Figura 4.12 para o modelo intacto e implantado. As equações das retas das regressões lineares obtidas encontram-se em ambas as figuras. Os níveis de correlação R^2 situaram-se entre 0.87 no modelo implantado e 0.92 no modelo intacto. Em ambas as correlações os valores de inclinação da reta foram próximos de um e as intercessões inferiores a 28×10^{-6} m/m.

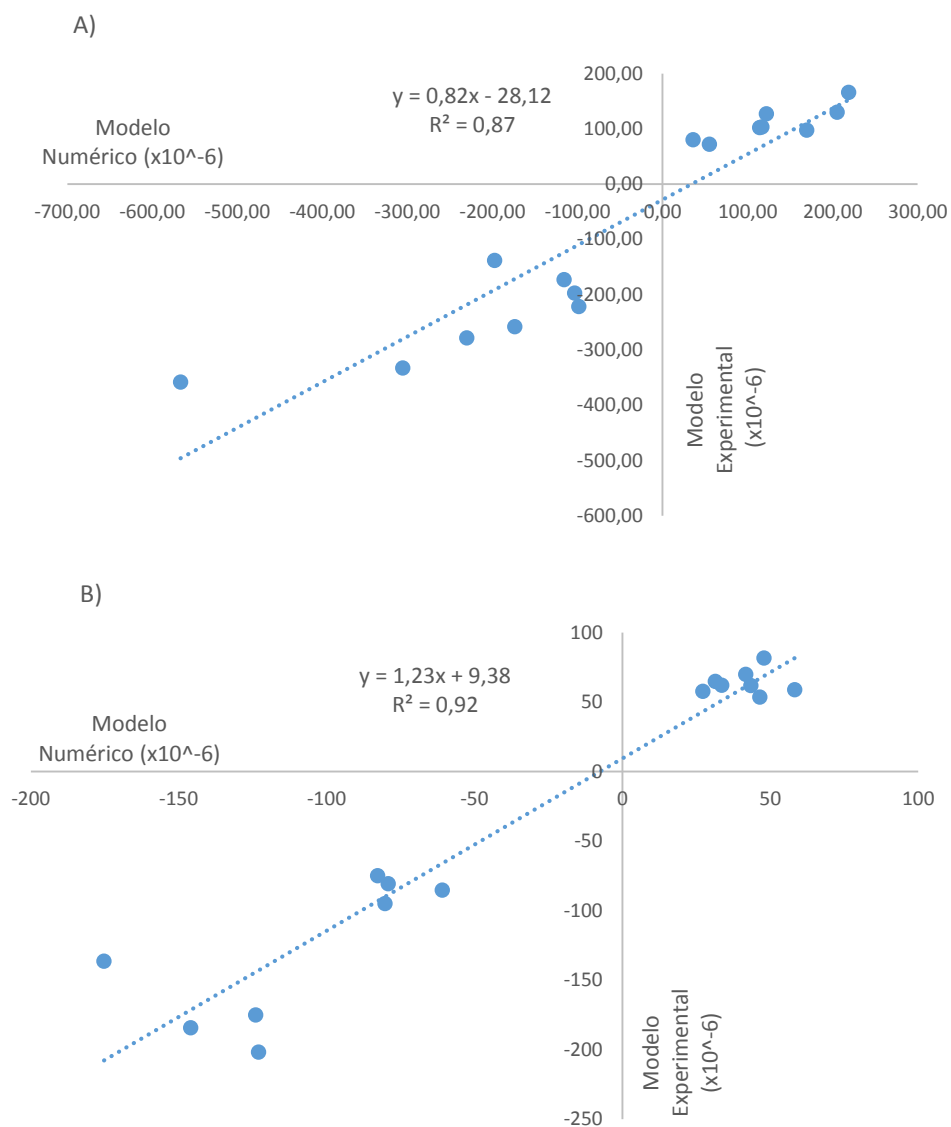


Figura 4.12 Reta de correlação entre os valores das extensões/deformações dos modelos numéricos e experimentais no caso do modelo Implantado **A)** e modelo Nativo **B)**

4.4.3 Avaliação da Condição Nativa versus Artroplástica

4.4.3.1 – Deformações nas vértebras L4 e L5.

Os resultados das deformações impostas às vértebras do segmento L4 e L5 foram analisados apenas nos modelos representativos de uma condição mais fisiológica em que o osso da vértebra foi diferenciado entre o osso cortical e osso esponjoso, assim como o disco intervertebral nativo com núcleo e anel cartilágneo. Estes modelos foram ainda simulados representando duas condições clínicas na condição de implantado. Uma de

curto prazo designado por modelo não osteointegrado e uma de longo prazo designado por modelo osteointegrado.

Numa primeira fase foram analisadas as deformações principais máximas e mínimas ao longo da interface com o implante no plano sagital assinalado na Figura 4.9 para o caso de carga 1 e comparados com o modelo intacto no mesmo alinhamento para as duas condições clínicas (implante não osteointegrado e osteointegrado) analisadas e que se encontram assinaladas na figura 4.13 para as vértebras L4 e L5.

Estes resultados obtidos ao longo da interface com implante evidenciam que os modelos implantados por norma apresentaram valores de deformação principais mais elevados que o modelo intacto ao longo de todo o alinhamento sendo que os valores mais elevados ocorrem na zona mais posterior do corpo vertebral. Também é possível observar que a magnitude das deformações em todos os modelos foram mais elevadas para as deformações principais mínimas do que as máximas. As deformações mais baixas ocorrem nas zonas em que o implante está em contacto com osso cortical e as mais elevadas nas zonas em contacto com o osso esponjoso. Entre os modelos implantados, o modelo representativo da condição clínica imediatamente pós cirúrgica, ou seja, não osteointegrado, foi o que apresentou valores de deformações mais elevados em especial na vértebra L4.

No caso da vértebra L4 o pico de deformação principal máxima no modelo nativo foi de $805 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ sendo o pico de deformação no modelo implantado osteointegrado 33% mais elevado e 52% para o modelo não osteointegrado. Para as deformações principais mínimas verifica-se um pico de deformação ocorre no modelo implantado não osteointegrado com um valor de $-5055 \times 10^{-6} \text{ m/m}$, sendo que o modelo osteointegrado apresentou valores inferiores em aproximadamente 30% e o modelo nativo 52% inferior.

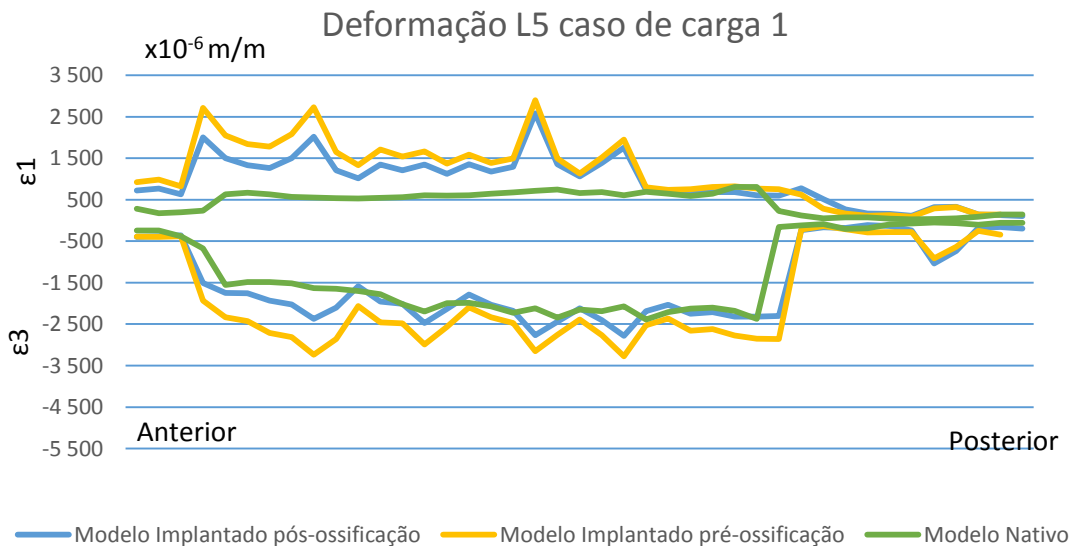
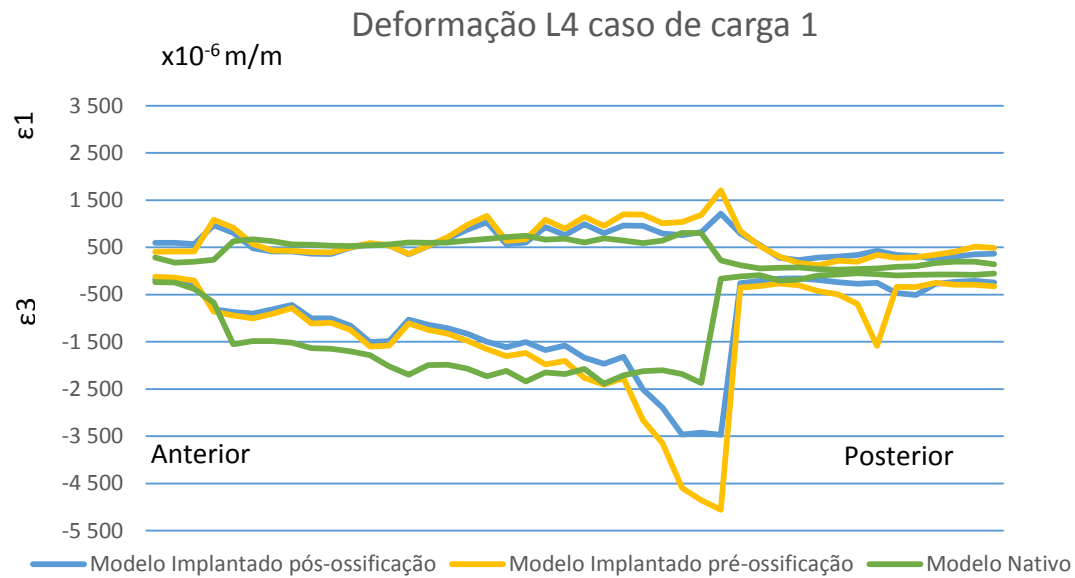


Figura 4.13 Deformações principais máximas (ϵ_1) e mínimas (ϵ_3) ao longo da interface com o implante no plano sagital para a vértebra L4 e vértebra L5

Para o caso da vértebra L5 o pico nas deformações principais máximas ocorreu no modelo implantado não osteointegrado, com um valor de 2897×10^{-6} m/m, sendo um valor superior em 3,5 vezes ao observado no modelo nativo com 805×10^{-6} m/m e apenas ligeiramente superior 11% ao observado no modelo implantado osteointegrado. No caso da deformação principal mínima temos um pico de -3280×10^{-6} m/m no modelo implantado não osteointegrado, que é superior em 27% ao valor de pico registado no modelo nativo, e 15% superior ao modelo implantado osteointegrado.

Além da análise realizada às deformações principais ao longo do alinhamento da interface com o implante foram também analisados os gradientes de deformação nos corpos da vértebras L4 e L5 no plano sagital para os três modelos analisados ou seja intacto, implantado não osteointegrado e implantado osteointegrado para o caso de carga 1. Na Figura 4.14 encontram-se os gradientes das deformações principais máximas e na Figura 4.15 os gradientes das deformações principais mínimas.

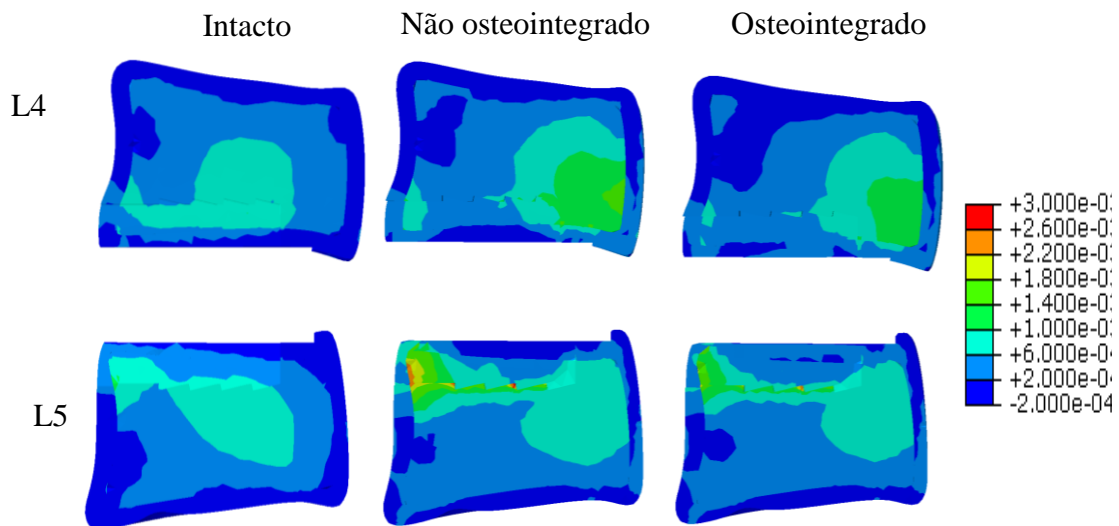


Figura 4.14 Gradiente das deformações principais máximas para o caso de carga 1

Na análise aos gradientes das deformações principais máximas observa-se que os modelos implantados apresentaram os valores mais elevados de deformação relativamente ao intacto. Observa-se um aumento mais significativo destas deformações na região posterior das vértebras sendo esse aumento em média de 3 vezes superior nos modelos implantados relativamente ao modelo intacto. Na zona central das vértebras implantadas observa-se uma redução dos níveis de deformações principais máxima relativamente ao modelo intacto em cerca de 50%. Os picos mais elevados de deformação ocorreram no modelo implantado não osteointegrado na região de interface com o implante como já descrito anteriormente

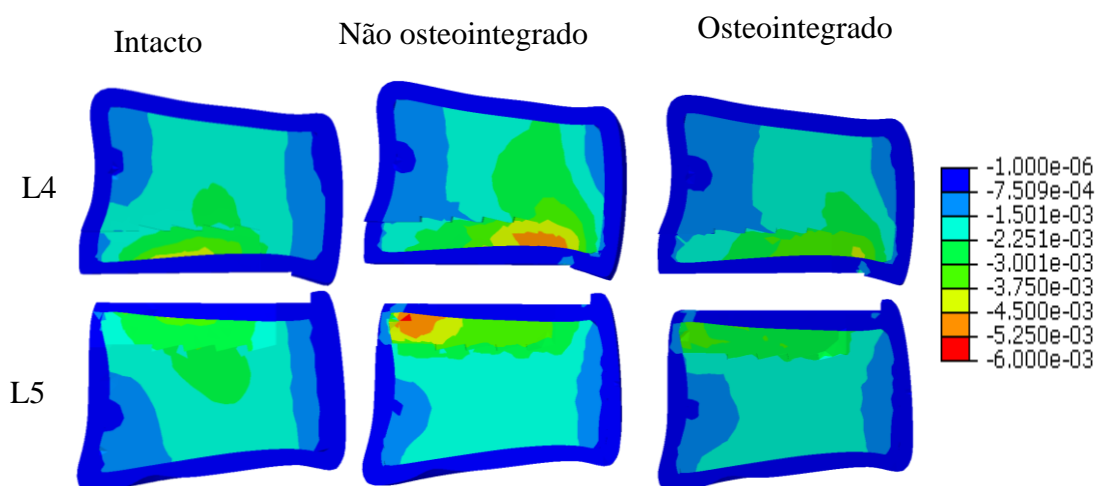


Figura 4.15 Gradiente das deformações principais mínimas para o caso de carga 1

Na análise aos gradientes das deformações principais mínimas observa-se que tal como sucedido para as máximas os modelos implantados apresentaram os valores mais elevados de deformação relativamente ao intacto. Também se observa uma tendência para um aumento mais significativo destas deformações na região posterior das vértebras quando comparado com o modelo intacto, sendo esse aumento em média de 50%. Na zona central das vértebras implantadas observa-se uma redução dos níveis de deformações principais mínimas relativamente ao modelo intacto sendo essa redução mais significativa no caso do modelo implantado na condição osteointegrado com uma redução de 80% relativamente ao modelo intacto. Já no modelo não osteointegrado esta redução na zona central da vértebra foi menor com um valor de 30%.

4.4.3.2 Micromovimentos na interface implante-vértebras

Foram analisados os micromovimentos entre o implante e as vértebras ao longo da interface de contacto para o caso do modelo implantado não osteointegrado. Estes micromovimentos pretendem quantificar o grau de estabilidade do implante sob ação da força de compressão no segmento L4-L5 que pode influir positivamente ou negativamente o processo de osteointegração do implante. Na Figura 4.16 são apresentados os valores nominais dos micromovimentos ao longo do alinhamento apresentado na Figura 4.10.

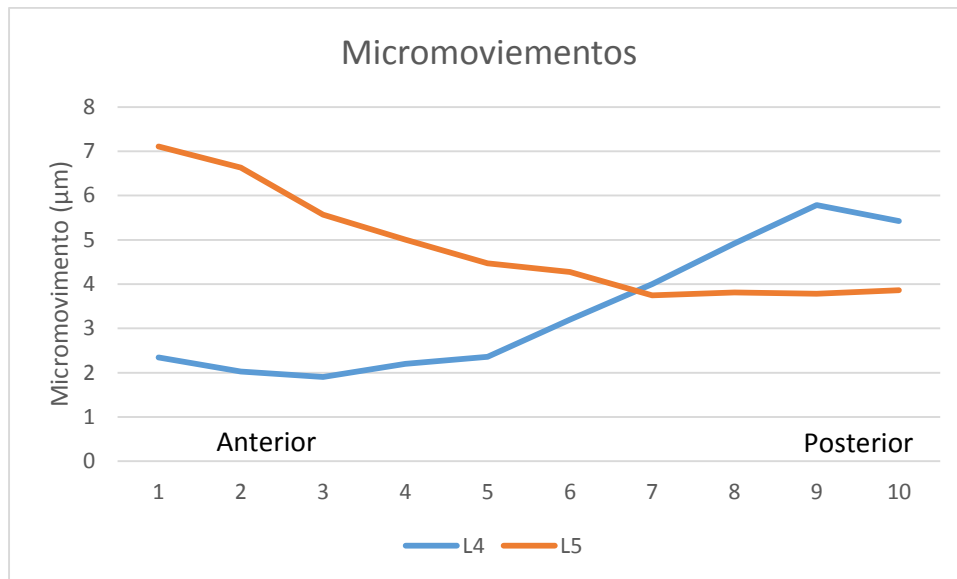


Figura 4.16 Micromovimentos na interface vértebra-implante

Da análise aos micromovimentos verifica-se que os valores variaram entre 1.8µm na zona anterior e 5,7 µm na zona posterior da vértebra L4 e 3,8 µm na zona posterior e 7µm na zona anterior da vértebra L5. Em média os valores foram mais elevados na vértebra L5 sendo que a menor variação ao longo do alinhamento foi registado na vértebra L4.

4.5 Discussão

Os resultados de correlação das deformações/extensões principais no córtex das vértebras obtidos entre os modelos numéricos e os modelos experimentais, exibiram um valor de correlação mais baixo quando comparados a estudos precedentes que utilizaram métodos experimentais e numéricos idênticos [33] [34]. Este facto pode estar associado à dificuldade de reprodução nos modelos numéricos da complexidade das condições de contacto entre os diferentes componentes do implante e as vértebras envolvidos no segmento L4-L5 experimental na condição implantado, já que foi nesta condição que o nível de correlação ($R^2=0,87$) foi menor. Esta associação da complexidade das condições de contacto à menor correlação obtida no modelo implantado advém do facto de no modelo intacto, onde não existiram componentes em contacto, o valor de correlação ($R^2=0,93$) ter sido bem mais elevado, e ao nível dos encontrados em estudos anteriores com técnicas idênticas [34]. Convém referir que os modelos numéricos desenvolvidos para simular a condição mais fisiológica, onde foram analisados os diferentes parâmetros biomecânicos, não foram precisamente iguais aos modelos numéricos que replicaram as

condições experimentais e serviram à correlação, sendo esta a principal limitação deste estudo. Para este trabalho não foi possível construir modelos experimentais com as vértebras L4 e L5 em material compósito com osso cortical e esponjoso (indisponíveis comercialmente), assim como a materialização de um disco intervertebral bi-material (núcleo e anel cartilágneo) com propriedades elásticas próximas das descritas na bibliografia para o disco humano, sendo estas duas características que distinguem os modelos numéricos utilizados na validação dos modelos experimentais dos modelos numéricos representativos de uma condição mais fisiológica. Mesmo tendo em consideração estas limitações, os níveis de correlação (R^2) de 0.87 e 0.93 obtidos são uma boa indicação para a fidelidade e confiabilidade dos resultados obtidos.

A análise das deformações principais no córtex das vértebras L4 e L5 nos modelos numéricos que replicaram os modelos experimentais, permitem verificar que existe uma clara alteração da transferência e repartição de carga nos corpos vertebrais entre os estado intacto e implantado, este mesmo fenómeno tinha já sido observado nos modelos experimentais. De forma idêntica foi também possível verificar nestes modelos numéricos que o modelo representativo da condição intacta obteve deformações principais no córtex mais homogêneas que as obtidas no modelo na condição implantado onde a variação das deformações principais nas diferentes posições correspondentes aos extensómetros utilizados no modelo experimental foram mais elevadas. Estes resultados demonstram que as vértebras na sua condição intacta apresentam uma excelente capacidade de distribuição de carga na sua superfície, sendo este um fator do ponto de vista biomecânico bastante positivo, já que elimina a existência de fortes gradientes de deformação normalmente associados a alterações do comportamento biológico do osso [23].

Tendo em consideração que o principal motivo de falência da artroplastia resulta da falência da capacidade de suporte do osso esponjoso à compressão na região anexa ao implante [27], foram analisadas as deformações principais no osso esponjoso na região anexa ao implante assim como na região central das vértebras. Os resultados das deformações principais obtidas ao longo da interface com o implante demonstram claramente que a introdução do implante tem uma tendência para aumentar localmente as deformações sobre o osso relativamente à condição intacto, tendo sido este aumento localizado mais importante na condição do implante não osteointegrado, representativo de uma condição imediatamente após a cirurgia. Estes aumentos localizados das deformações superiores a 100% no modelo implantado não osteointegrado, relativamente

ao modelo intacto, podem representar um risco de sobrecarga localizada no osso podendo este ser associado a um risco de falência/fratura do osso de suporte por um processo de fadiga, a médio/longo termo, devido ao efeito cíclico das cargas aplicadas [23]. Estas cargas podem conduzir a um processo de surgimento de microfissuras ósseas que se formam mais rapidamente que o processo de remodelação óssea, originando a termo uma acumulação de microfissuras que podem conduzir à fratura óssea. Já no modelo implantado osteointegrado os aumentos das deformações principais mínimas (à compressão) foram inferiores a 50% relativamente ao modelo intacto, não parecendo esta condição estar associada ao mesmo nível de risco que o descrito para o modelo implantado não osteointegrado.

Assim, à luz dos resultados das deformações principais medidas na vértebras na interface com o implante, parece de todo indicado que no período imediato à cirurgia, ou seja, no âmbito do modelo implantado não osteointegrado, que o paciente tenha o cuidado de evitar a realização de atividades fisiológicas associadas a esforços elevados sobre a coluna lombar, podendo mesmo necessitar de meios auxiliares que permitam reduzir o esforço sobre a coluna lombar durante um período após a artroplastia.

Da análise aos gradientes das deformação principais observadas na região central das vértebras foi possível observar que os modelos implantados reduziram em média os níveis de deformação quando comparados com o modelos intacto, tendo sido esta redução mais importante no modelo implantado osteointegrado ou seja representativo de uma condição clinica a longo termo. Além desta redução observa-se igualmente uma menor capacidade dos modelos implantados em distribuírem de forma uniforme a deformação no osso, observando-se nestes fortes gradientes de deformação. A diminuição generalizada das deformações nas regiões centrais das vértebras implantadas, e havendo em alguns casos uma redução superior a 100% quando comparada com a mesma região da condição intacta, origina o efeito de *stress-shielding* pelo implante e logo uma possível alteração do processo de remodelação óssea nestas regiões, devido a inferior solicitação mecânica, que poderá conduzir a termo a um risco de perda densidade óssea nestas regiões [23], colocando em causa a capacidade de suporte da vértebra a longo termo [24], [25], [26].

Alguns autores [35]–[38] defendem que a falta de estabilidade inicial dos implantes é um importante fator para a promoção da perda assética destes. As cargas fisiológicas originam micromovimentos relativos na interface osso-implante na ordem dos 100µm a 200 µm e podem inibir o crescimento ósseo e a formação de tecido fibroso em torno do implante. Engh [39] mediu o deslocamento relativo entre o implante e o osso na

artroplastia da anca em catorze fémures com hastes femorais. Num dos casos a osteointegração não ocorreu e o micromovimento entre o implante e o osso adjacente foi de 150µm. Em todos os outros casos, ocorreu o crescimento ósseo e foi observado um deslocamento relativo irreversível de 40µm. Estas observações conferem a importância da estabilidade inicial do implante. Na análise à estabilidade do implante na situação clínica após a artroplastia, ou seja no modelo não osteointegrado, os resultados obtidos evidenciam que os valores do micromovimentos obtidos entre 2µm e 7µm são bastante inferiores aos limites considerados aceitáveis descritos anteriormente, pelo que o risco de perda assética destes com a formação de tecido fibroso na interface implante-vértebra parece estar fora de causa, no âmbito do implante estudado. A excepcional estabilidade deste implante pode estar relacionada com o facto deste tipo de implante possuir quilhas centrais em forma de serrilha que permitem uma ancoragem sólida do implante ao osso conferindo a este uma grande estabilidade.

Conclusões e trabalhos futuros

Este estudo foi realizado com o propósito de estudar a biomecânica da coluna lombar e determinar como esta é afetada pela artroplastia. Não só a coluna é um sistema complexo como varia ligeiramente de pessoa para pessoa. Estes fatores acrescentam um certo grau de dificuldade quando se tenta encontrar soluções para as lesões e doenças que a afetam. A utilização de modelos experimentais e numéricos permitiram avaliar os diferentes parâmetros biomecânicos para aferir as diferenças entre os modelos nativo e implantado. Os resultados obtidos no córtex do osso cortical dos corpos vertebrais L4 e L5 dos modelos numéricos evidenciam uma boa correlação com os resultados experimentais, sendo esta uma boa indicação para a fidelidade dos resultados obtidos posteriormente nos modelos numéricos representativos da condição fisiológica.

Quer os modelos numéricos quer os modelos experimentais mostram alterações na transferência de carga entre o caso nativo e implantado, sendo que as maiores alterações de carga sucederam no modelo implantado não osteointegrado, por um grande aumento das deformações na interface das vértebras com o implante. Este fato pode potenciar o insucesso da artroplastia, por efeito de sobrecarga localizada. Assim será de todo indicado que no período imediato à cirurgia, o paciente tenha o cuidado de evitar a realização de atividades fisiológicas pesadas, podendo mesmo necessitar de meios auxiliares que permitam reduzir o esforço sobre a coluna lombar durante um período após a artroplastia.

Em oposição ao risco descrito anteriormente, a situação clínica de longo termo, onde se presume que o implante se encontra completamente osteointegrado na vértebra, verificou-se o efeito de *stress-shielding* na zona central das vértebras, que a longo prazo pode conduzir a uma redução da densidade óssea nessa região colocando em causa a capacidade de suporte do implante. Enquanto o primeiro efeito relacionado com o efeito de sobrecarga localizada pode ser acautelado pela redução das cargas a executar pelo paciente durante o período pós cirúrgico, o segundo efeito de *stress-shielding* não é possível de eliminar, evidenciando que a termo poderá ocorrer um efeito de perda da

densidade óssea na vértebra e logo colocar em causa a longevidade deste método. Estes efeitos menos positivos para a longevidade da artroplastia identificados neste estudo demonstram a necessidade de continuar a aperfeiçoar os implantes da coluna lombar em termos geométrico e materiais utilizados por forma a reduzir ou eliminar os seus efeitos negativos para o osso adjacente, sendo esta uma oportunidade para novos trabalhos a desenvolver no futuro. Por forma a obter resultados mais fiáveis futuramente, a utilização de vértebras compósitas que contenham osso esponjoso deve ser tida em consideração, uma vez que estas poderão simular mais eficazmente a realidade. A utilização de um disco intervertebral bi-material, ou seja, com diferenciação do anel cartilágneo e núcleo pulposo também pode melhorar os resultados obtidos.

Bibliografia

- [1] Seeley, Tate, and Stephens, *Anatomia & Fisiologia*. 2003.
- [2] J. Natour, F. Appel, A. S. Radu, J. T. S. Vasconcelos, M. R. de Assis, M. Freire, S. F. Antonio, and W. H. R. Ferreira, *Coluna Vertebral*, 2^a ed. Sociedade Brasileira de Reumatologia, 2004.
- [3] N. Ebraheim, A. Hassan, M. Lee, and R. Xu, “Functional anatomy of the lumbar spine,” *Semin. Pain Med.*, vol. 2, no. 3, pp. 131–137, Sep. 2004.
- [4] Serra and L. M. Alvim, *Critérios Fundamentais em Fracturas e Ortopedia*, 2^a edição. Pharmacia, 2001.
- [5] P. P. Raj, “Intervertebral Disc : Anatomy-Physiology- Pathophysiology-Treatment,” *Pain Pract.*, vol. 8, no. 1, pp. 18–44, 2008.
- [6] K. M. K. Joseph Hamill, *Biomechanical Basis Human Movement*, 3^a edição. Lippincott Williams & Wilkins, 2009, p. 491.
- [7] A. I. Kapandji, *Fisiologia articular, esquemas comentados de mecânica humana - Vol. 3*, 5th ed. MALOINE, 1987.
- [8] M. A. Adams and P. Dolan, “Spine biomechanics,” *J. Biomech.*, vol. 38, no. 10, pp. 1972–1983, Oct. 2005.
- [9] H. Wilke, P. Neef, B. Hinz, H. Seidel, and L. Claes, “Intradiscal pressure together with anthropometric data--a data set for the validation of models,” *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, vol. 16 Suppl 1, no. 1, pp. S111–26, Jan. 2001.
- [10] M. A. Adams and P. Dolan, “Spine biomechanics,” *J. Biomech.*, vol. 38, no. 10, pp. 1972–1983, Oct. 2005.
- [11] Ximenes, Radu, Femades, Amaral, Vialle, M. M, and T. Ma, “Diagnóstico e Tratamento das Lombalgias e Lombociatalgias,” *Rev. Bras. Reumatol.*, vol. 44, no. 6, pp. 419–425, 2004.
- [12] T. Ribeiro, I. Veiros, R. Nunes, and L. Martins, “Espondilodiscite - Experiência de Cinco Anos de um Serviço de Reabilitação,” *Acta Med. Port.*, vol. 21, pp. 559–566, 2008.
- [13] V. C. Traynelis, “Spinal arthroplasty,” *Neurosurg Focus*, vol. 13, no. 10, 2002.
- [14] V. Traynelis and R. W. J. Haid, “Spinal Disc Replacement: The Development of Artificial Discs 14,” 2010.
- [15] “CUF.” [Online]. Available: <http://www.cufportoehospital.pt/>. [Accessed: 12-May-2014].

- [16] C. M. Bono and S. R. Garfin, "History and evolution of disc replacement.," *Spine J.*, vol. 4, no. 6 Suppl, p. 145S–150S, 2004.
- [17] Synthes, "Instruções de uso, Prodisc L," 2010.
- [18] H. Inoue, K. Ohmori, K. Miyasaka, and H. Hosoe, "Radiographic evaluation of the lumbosacral disc height.," *Skeletal Radiol.*, vol. 28, no. 11, pp. 638–43, Nov. 1999.
- [19] H. J. Wilke, P. Neef, M. Caimi, T. Hoogland, and L. E. Claes, "New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life.," *Spine (Phila. Pa. 1976)*, vol. 24, no. 8, pp. 755–62, Apr. 1999.
- [20] A. Completo, J. A. Simões, and F. Fonseca, "Revision total knee arthroplasty: The influence of femoral stems in load sharing and stability," in *The Knee*, 2009, pp. 275–279.
- [21] A. Completo, R. Duarte, F. Fonseca, J. A. Simões, A. Ramos, and C. Relvas, "Biomechanical evaluation of different reconstructive techniques of proximal tibia in revision total knee arthroplasty: An in-vitro and finite element analysis," *Clin. Biomech.*, vol. 28, pp. 291–298, 2013.
- [22] A. Completo, F. Fonseca, C. Relvas, A. Ramos, and J. A. Simões, "Improved stability with intramedullary stem after anterior femoral notching in total knee arthroplasty," *Knee Surg Sport. Traumatol Arthrosc.*, vol. 20, pp. 487–494, 2012.
- [23] H. M. Frost and W. S. S. Jee, "Bone's mechanical usage windows," *Bone Miner.*, 1992.
- [24] H. G. Sullivan, R. Bertagnoli, M. A. Nigogosyan, N. R. Lawing, H. L. Born, M. M. Cerniglia, H. Habbicht, M. A. Mathiason, and V. L. McHugh, "Prevention of vertebral body-splitting fractures after multilevel ProDisc-L implantation," *Int. J. Spine Surg.*, 2012.
- [25] C. S. Shim, S. Lee, D. H. Maeng, and S.-H. Lee, "Vertical split fracture of the vertebral body following total disc replacement using ProDisc report of two cases," *J. Spine Disord. Tech.*, vol. 18, no. 5, pp. 465–469, 2005.
- [26] T.-H. Tu, J.-C. Wu, L.-Y. Fay, C.-C. Ko, and W.-C. Huang, "Vertebral body split fracture after a single-level cervical total disc replacement," *J. Neurosurg Spine*, vol. 16, pp. 231–235, 2012.
- [27] V. Palissery, R. C. Mulholland, and D. S. McNally, "The implications of stress patterns in the vertebral body under axial support of an artificial implant.," *Med. Eng. Phys.*, vol. 31, no. 7, pp. 833–7, Sep. 2009.
- [28] A. Completo, "Estudo numérico e experimental da biomecânica da prótese do joelho," Universidade de Aveiro, 2006.
- [29] I. Alcântara, S. Silva, A. Completo, F. Fonseca, J. Veloso, A. Ramos, C. Relvas, and J. Simões, "Avaliação do comportamento biomecânico da vértebra nativa e protésica," vol. 19, no. 2, pp. 105–113, 2011.

- [30] T. Pitzen, F. Geisler, D. Matthis, H. Müller-Storz, D. Barbier, W.-I. Steudel, and A. Feldges, "A finite element model for predicting the biomechanical behaviour of the human lumbar spine," *Control Eng. Pract.*, vol. 10, no. 1, pp. 83–90, Jan. 2002.
- [31] A. HASHEMI and A. SHIRAZI-ADL, "Finite Element Analysis of Tibial Implants — Effect of Fixation Design and Friction Model," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 3, no. 3, pp. 183–201, Jan. 2000.
- [32] A. Polikeit, S. J. Ferguson, L. P. Nolte, and T. E. Orr, "Factors influencing stresses in the lumbar spine after the insertion of intervertebral cages: finite element analysis," *Eur. Spine J.*, vol. 12, no. 4, pp. 413–20, Aug. 2003.
- [33] J. Miguel, "Caracterização numérica e experimental do cotovelo nativo e protésico," Universidade de Aveiro, 2010.
- [34] D. Rodrigues, "Biomechanical Analysis of Surgical Treatments of the Cervical Spine," Universidade de Aveiro, 2011.
- [35] L. Whiteside and H. Sugiyama, "Examination of rotational of the femoral component in total hip arthroplasty. A mechanical study of micromovement and acoustic emission," *Clin. Orthop.*, vol. 249, pp. 122–128, 1989.
- [36] K. Soballe, "Hydroxyapatite ceramic coating for bone implant, mechanical and histological studies in dogs," *Acta Orthop. Scand.*, vol. 255, pp. 1–58, 1993.
- [37] S. S. Messieh, P. D. McDonald, and T. . Phillips, "Femoral stem fixation in hip replacement. A biomechanical comparison of cementless and cemented prostheses," *J. Bone Jt. Surg. Br*, vol. 72, pp. 431–434, 1990.
- [38] W. Maloney, M. Jasty, D. Burke, D. O'Connor, E. Zalenski, C. Bragdon, and W. Harris, "Biomechanical and histologic investigation of cemented total hip arthroplasties. A study of autopsy-retrived femurs after in vivo cycling," *Clin. Orthop.*, vol. 249, pp. 129–140, 1989.
- [39] J. M. McGovern, T. Bobyn, J. Ha. WH, E. CA, and D. O'Connor, "Quantification of implant micromotion, strain shielding, and bone resorption with porous-coated anatomic medullary locking femoral prostheses," *Anderson Orthop. Res. Inst.*, vol. 285, pp. 13–29, 1992.
- [40] Aula de Anatomia, "Músculos do Dorso." [Online]. Available: <http://www.auladeanatomia.com/sistemamuscular/dorso.htm>. [Accessed: 02-Jul-2014].
- [41] G. Agostinho, "Hérnia de Disco - Abaulamento - Protusão Discal." [Online]. Available: <http://www.hernia-disco.com.br/>. [Accessed: 09-May-2014].
- [42] D. Stock, "Doctor Stock," 2010. [Online]. Available: <http://www.doctorstock.com/>. [Accessed: 12-May-2014].